

Tesis Doctoral

**Estudio de la inestabilidad mecánica de la interfase malla-tejido mediante
simulación por elementos finitos.**

Propuesta de optimización con un prototipo de malla “*Spider*”

José Tomás Castell Gómez

Madrid 2017



Podríamos decir que el principal objetivo de esta tesis fue establecido en el siglo XIX por Theodor Billroth cuando afirmó “*si pudiéramos producir artificialmente tejidos de densidad y resistencia similares a la fascia y tendón, se descubriría el secreto de la curación radical de la hernia*”.

Muchos cirujanos siguen pensando que la fibrosis tras la colocación de una malla es un objetivo deseable para obtener un buen resultado tras la hernioplastia. En la actualidad este concepto debe ser relativizado, porque si bien cualquier procedimiento de cierre debe ser capaz de resistir la tensión de rotura de la pared abdominal, hoy en día sabemos que una densa cicatriz merma la funcionalidad abdominal y convierte la reparación en “rígida” desde un punto de vista mecánico y, por ende, frágil ante los movimientos cíclicos de la pared abdominal. Por ello, en la actualidad se piensa que es muy importante también que la reparación asegure y mantenga la elasticidad de la pared abdominal en rangos fisiológicos.

Por consiguiente, ambos conceptos, *resistencia a la rotura y elasticidad*, deben ir de la mano desde el momento cero tras el implante protésico para asegurar una estabilidad mecánica de la herida quirúrgica.

De este modo, el concepto básico es *la estabilidad mecánica de la herida quirúrgica* sobre todo a nivel de la interfase malla-tejido donde sabemos que se producen la mayoría de las recidivas herniarias, y fundamentalmente en el periodo postoperatorio inmediato, donde se piensa que se originan o se fraguan la mayoría de las recidivas herniarias.

La estabilidad mecánica de la herida se asegura cuanto más similares sean las características biomecánicas de las mallas y del abdomen. Dicho de otro modo, la resistencia a la rotura y elasticidad de las mallas deberían aproximarse a los valores fisiológicos de la pared abdominal.

El problema se plantea al ser el abdomen una estructura dinámica por lo que las condiciones mecánicas no pueden analizarse exclusivamente desde una perspectiva estática, tal y como lo hacen los estudios clásicos tanto *in vitro* como *in vivo*. Para este fin, en los últimos años se viene aplicando exponencialmente los modelos de elementos finitos al campo de las ciencias médicas. Estos modelos se basan en describir las características mecánicas de los cuerpos mediante ecuaciones matemáticas siguiendo complejos algoritmos que quedan definidos en modelos matemáticos. La implementación

de estos modelos en programas informáticos comerciales (por ejemplo, Abaqus®) nos reporta una simulación *in silico* cuasi real y dinámica, por cuanto podemos observar la respuesta del sistema físico malla-tejido ante cambios de las condiciones mecánicas. La finalidad última es determinar cómo y dónde teóricamente se producirá el fallo estructural del sistema o, lo que es lo mismo, la recidiva en el escenario clínico que nos ocupa.

De este modo, el objetivo principal de este trabajo es determinar la inestabilidad mecánica de la IMT mediante una simulación virtual basada en un modelo de elementos finitos. Como objetivo secundario nos propusimos optimizar mecánicamente la interfase malla-tejido mediante una prueba de concepto elaborada *ex profeso*.

Para estos fines el trabajo se ha desarrollado en dos fases: experimental y teórica.

En la fase experimental. Análisis mecánico mediante un test tensiométrico uniaxial de 4 mallas comerciales (Ultrapro®, Duramesh®, Repol Angimesh® y Goretex®) y un prototipo de malla denominado “Spider”.

En la fase teórica se ha utilizado el modelo matemático de tipo Neo-Hooke de Abaqus® para el modelado de la pared abdominal, tanto sana como herniada. Para las mallas se ha aplicado el modelo constitutivo de hiperelasticidad anisótropa no lineal de Itskov y Aksel, implementándose en la librería de Abaqus® para lo que se calculan los parámetros del modelo (μ , α , β , γ , ω) definidos gracias a los resultados de la fase experimental. Con ambos modelos se desarrolla el modelo de elementos finitos que simula el escenario quirúrgico de una hernia en línea media abdominal corregida con la colocación de una malla a modo de sustitución, fijada borde a borde con el abdomen. Como condiciones de carga se ha simulado la tensión parietal producida por la presión intraabdominal en un sujeto al saltar. Los resultados se analizan comparándolos con los obtenidos en el modelo de pared abdominal sana (no herniada) que representa el control y con las mallas entre sí.

Los resultados de la fase experimental corroboran los publicados en la literatura analizada. Todas las mallas comerciales expresan un comportamiento mecánico de tipo hiperelástico anisótropo no lineal. Además, presentan una carga de rotura muy por encima de los requerimientos fisiológicos de la pared abdominal sana. Desde el punto de vista de la ortotropía, la malla más anisótropa es Ultrapro® y la más isotrópica Goretex®, las mallas reticulares de alta densidad presentan anisotropía intermedia. Por el contrario, Spider presenta el comportamiento más isotrópico y menos rígido de todas las analizadas.

Con respecto a la fase teórica, hay que reseñar en primer lugar la buena aproximación del modelo constitutivo con los test tensiométricos experimentales al comprobar que el coeficiente de correlación es prácticamente 1 y que el porcentaje de error es menor del 10%. Por otro lado, el proceso de verificación y validación del modelo matemático asegura la veracidad de los resultados obtenidos. Del mismo modo que en la fase experimental todas las prótesis comerciales presentan un comportamiento de material hiperelástico anisótropo no lineal, en cambio, el prototipo de malla Spider manifiesta un comportamiento hiperelástico isótropo no lineal.

Esta respuesta determinará los resultados obtenidos en la interfase malla-tejido al analizar la tensión de Von Mises, la deformación y los desplazamientos:

- La tensión se acumula intensamente en la IMT, donde se produce un evidente gradiente tensional entre la IMT- protésica y la IMT-tisular, más acusado cuando mayor densidad tenga la malla. Además, la IMT exhibe un comportamiento anisótropo determinado porque el gradiente tensional no se produce uniformemente en la IMT, sino que es distinto según la dirección de ortotropía estudiada. De este modo, se demuestra que el comportamiento anisótropo de las mallas determina también el grado de anisotropía de la IMT.

En cuanto a la malla Spider los valores tensionales provocados son más cercanos a la pared abdominal sana y además ocasiona la IMT más isótropa. Por tanto, el prototipo de malla ideado optimiza la IMT al estabilizarla mecánicamente.

- Por lo que se refiere a las deformaciones, las mallas comerciales sufren movimientos de tracción y compresión simultáneamente, lo que origina el fenómeno de alabeo en la IMT. Esta respuesta ocasiona una IMT muy inestable debido a que el alabeo induce la aparición de fuerzas de torsión que representan teóricas áreas de fallo del sistema.

En contraste, la malla Spider es la única de las analizadas que estabiliza la IMT ya que todos los puntos de la IMT se deforman a tracción.

- Para finalizar, hay que resaltar que los desplazamientos observados en las mallas comerciales inciden en la anisotropía de la IMT, ya que los desplazamientos observados dependen de la respuesta

de las direcciones de estudio, rígida y elástica, de las mallas. Sólo Spider presenta desplazamientos uniformes en las dos direcciones de estudio.

Por todo lo dicho:

1. Verificamos la hipótesis de este trabajo al demostrar que la tensión parietal se concentra en la IMT de forma que se produce un gradiente brusco entre el implante y el tejido. Además, presenta un comportamiento anisótropo inducido por las características de las mallas estudiadas. De esta manera, la IMT representa la zona de mayor inestabilidad mecánica de la simulación de hernioplastia y, por tanto, una zona teórica de fallo estructural del sistema.

2. La simulación de la prueba de concepto *Spider* demuestra que conseguimos optimizar mecánicamente la IMT, al obtener una respuesta isótropa con valores próximos al control del abdomen sano y al inducir deformaciones y desplazamientos uniformes y coordinados.

A modo de corolario, este trabajo de investigación básica sienta las bases para futuros estudios recogiendo la idea racional de Theodor Billroth de que los biomateriales nos ayuden a curar pero no a sustituir la naturaleza, sino a imitarla.

Doña Teresa Carrascal Morillo Doctora en Ingeniería Industrial y Don Joaquín Díaz Domínguez Doctor en Medicina declaran:

Que el trabajo **“Estudio de la inestabilidad mecánica de la interfase malla-tejido mediante simulación por elementos finitos. Propuesta de optimización con un prototipo de malla “Spider”**”, presentado por el Licenciado en Medicina D. José Tomas Castell Gómez para optar al grado de Doctor, ha sido realizado bajo nuestra dirección y tutela.

Que ha sido realizado con objetivos claramente definidos, metodología científica adecuada y rigor en la evaluación de los resultados obtenidos.

Que se trata de una aportación científica indudable y que reúne todos los requisitos para ser defendida ante el Tribunal correspondiente.

Lo que hacemos constar en Madrid a 13 de Junio de 2017

Dra. T. Carrascal Morillo

Dr. J. Díaz Domínguez

A mi padre
“Trabaja y diviértete mucho”
José María Castell Andújar (†)

Mi gran satisfacción personal al presentar este trabajo para optar al título de Doctor en Medicina sólo es equiparable a la gratitud que siento todos los días cuando pienso en las personas que me rodean y me ayudan día a día en todo lo que hago, desde mi familia, pasando por mis amigos de infancia, a los grandes cirujanos que me han formado.

A Teresa Carrascal Morillo, no hay persona más entusiasta con su profesión y especialidad, sólo equiparable a sus valores humanos. Su rigor y exigencia lo impregnan todo y, además, con una gran dosis de alegría. Gracias por todos estos años de trabajo y por regalarme lo más valioso que una persona posee: tu tiempo (dedicado a este trabajo).

A Joaquín Díaz Domínguez porque desde un 18 de Marzo de 1994 me sigues formando como cirujano (y persona). Gracias por recordarme todos los días lo grande que es nuestra profesión.

A Pili (sin ella no quiero nada). A mis hijos Jose y Alberto, porque me dan la alegría del vértigo que da el paso de la vida. A mi madre y mis hermanas, y resto de mi familia, son mis raíces.

A Juan Rodríguez Álvarez de la Marina (†). Mi maestro. Él me enseñó a amar la cirugía cuando era un estudiante de medicina, por él hoy soy cirujano.

A Alberto Mata y Susana Ayuela. Soy lo que soy por vuestra generosidad y cariño conmigo.

A mis compañeros de la unidad de cirugía HPB, Rula, Javier, Manolo y residentes, por ayudarme en hacer más llevadera mis actividades asistenciales en el último tramo de redacción de este trabajo.

A los cirujanos del antiguo servicio del Dr. Barreiro: Alberto Mateo, Jesús Calvillo, José Luis Marijuán y Ángel Celdrán, gracias por enseñarme la técnica quirúrgica, pero, más gracias por enseñarme con vuestro ejemplo que el paciente es lo primero.

A Marivi por la tranquilidad que me das al tenerte en quirófano. A “mis enfermeras” Tomi, Loli, Jacin, Cristina, Pilar, Ana, Blanca, Raquel, Isabel, Marga, Marian ...por luchar juntos y sacar adelante tantos (y complejos) enfermos.

A los ingenieros Antonio Alonso y Carlos García, gracias por todo vuestro tiempo privado dedicado a esta investigación.

A Jacobo Trebol por el estudio estadístico y Laura Guerra por las fotografías microscópicas de la malla Spider.

A todos ellos mi gratitud porque hacen que me esfuerce en hacer las cosas lo mejor que se.

*”Si pudiéramos producir artificialmente tejidos
de densidad y resistencia similares a la fascia y el tendón
se descubriría el secreto de la curación radical de la hernia”*

Theodor Billroth

Índice de abreviaturas y acrónimos

| Dir | Direcciones |
|----------------------|--|
| DS | Desviación estándar |
| Dura | Duramesh® |
| Gore | Goretex® |
| HW | Heavy Weight (sinónimo de alta densidad) |
| IMT | Interfase entre la malla y el tejido |
| KPa | Kilopascales |
| LW | Light Weight (sinónimo de baja densidad) |
| MEF | Método de Elementos Finitos |
| MT | Músculo Transverso del Abdomen |
| MOI | Músculo Oblicuo Interno del Abdomen |
| MOE | Músculo Oblicuo Externo del Abdomen |
| N | Newton |
| Pa | Pascales |
| PP | Polipropileno |
| PE | Poliéster |
| PIA | Presión intraabdominal |
| PVDF | Polifluoruro de vinilideno |
| REPOL | Repol Angimesh® |
| TMF | Trasmisión miofascial de fuerzas |
| Tensión de VM | Tensión de Von Mises |
| Ultra | Ultrapro® |

Índice

| | |
|---|----------------|
| Índice de abreviaturas y acrónimos..... | 13 |
| 1 Justificación..... | 19-26 |
| 2. Introducción. | |
| 2.1. Estudio del abdomen: Anatomía y Biomecánica..... | 27-38 |
| A. Anatomía..... | 29 |
| B. Biomecánica de la pared abdominal..... | 30-38 |
| B.1. Continente y contenido abdominal. | |
| Fuerza resultante de la relación contenido y continente..... | 30-35 |
| B.2. Tensión de rotura y elasticidad de la pared abdominal..... | 35-38 |
| 2.2. Las mallas: Biomateriales, Clasificaciones y Biocompatibilidad... | 39-74 |
| A. Biomateriales..... | 42-45 |
| B. Clasificaciones..... | 46-52 |
| C. Biocompatibilidad. Reacción inflamatoria, resistencia a las infecciones y propiedades biomecánicas..... | 53-73 |
| C.1. Las Prótesis y la respuesta inflamatoria..... | 55-60 |
| C.2. Las Prótesis y la infección..... | 61 |
| C.3. Las Prótesis y sus propiedades biomecánicas..... | 62-73 |
| C.3.1. Aspectos mecánicos de las mallas nativas..... | 63-67 |
| C.3.2. Aspectos biomecánicos de las mallas in vivo..... | 68-73 |
| C.3.2.1. Análisis biomecánico <i>in vivo</i> de la resistencia a la rotura según distintos tipos de prótesis y evolución temporal tras el implante. | 68-71 |
| C.3.2.2 Análisis <i>in vivo</i> de la elasticidad..... | 72-73 |
| 2.3. El problema de la recidiva herniaria desde un punto de vista biomecánico..... | 75-79 |
| 2.4. Modelo de Elementos Finitos (MEF)..... | 81-96 |
| A. Aplicación del método de los elementos finitos en biología..... | 85-90 |
| A.1. Etapas del MEF..... | 85-88 |
| A.2. Particularidades de la aplicación del método de los elementos finitos en biomecánica de tejidos biológicos..... | 88-89 |
| A.3. Limitaciones del MEF..... | 89-90 |
| B. Aplicabilidad del MEF en el estudio de las mallas quirúrgicas..... | 91-92 |
| C. Modelo constitutivo aplicado a las mallas: Itskov y Aksel..... | 93-96 |
| 3. Hipótesis de trabajo y Objetivos..... | 97-99 |
| 4. Material y Métodos..... | 101-128 |
| A. Fase experimental..... | 105-106 |
| A.1. Materiales..... | 105-106 |
| A.1.1. Mallas comerciales..... | 105 |
| A.1.2. Elaboración de la prueba de concepto Spider..... | 105-106 |
| A.2 Métodos..... | 107-108 |
| A.2.1. Test tensiométrico uniaxial..... | 107 |
| A.2.2. Cálculo de tensión de Cauchy experimental..... | 107 |
| A.2.3. Cálculo índice de ortotropía experimental..... | 108 |

Índice

| | |
|--|----------------|
| A.2.4. Estudio estadístico..... | 108 |
| B. Fase Teórica..... | 109-127 |
| B.1. Modelo matemático de abdomen sano..... | 109-110 |
| B.2. Modelo matemático de las mallas quirúrgicas..... | 110-112 |
| B.3. Variables analizadas..... | 113 |
| B.4. Simulación mediante Elementos Finitos..... | 114-121 |
| B.4.1. Verificación del modelo..... | 114 |
| B.4.2. Validación del modelo..... | 114-115 |
| B.4.3. Simulación de la pared abdominal sana..... | 115-116 |
| B.4.3.1. Situación anatómica y fisiológica planteada..... | 115-116 |
| B.4.4. Simulación pared abdominal herniada tratada con hernioplastia..... | 117-122 |
| B.4.4.1. Situación quirúrgica planteada..... | 117-118 |
| B.4.5. Proceso de mallado..... | 119 |
| B.4.6. Condiciones de contorno..... | 120-121 |
| B.4.7. Controles del análisis..... | 121 |
| B.5. Formato de la presentación de resultados..... | 122-127 |
| B.5.1. Formato de la presentación de resultados de la simulación del abdomen sano..... | 122 |
| B.5.1.1. Estudio cualitativo..... | 122 |
| B.5.1.2. Estudio cuantitativo..... | 122 |
| B.5.2. Formato de presentación de resultados de la simulación de la pared abdominal herniada tratada con hernioplastia..... | 122-126 |
| B.5.2.1. Estudios por malla..... | 122-125 |
| B.5.2.2. Estudios comparativos..... | 125-126 |
| B.5.3. Formato estandarizado de presentación de resultados del modelo de elementos finitos..... | 127 |
| C. Solicitud de Patente Nacional para el prototipo de malla Spider..... | 128 |
| 5. Resultados..... | 129-210 |
| A. Fase Experimental..... | 131-139 |
| A.1. Test tensiométrico uniaxial..... | 131-134 |
| A.2. Resultado de la tensión de Cauchy experimental..... | 135-136 |
| A.3. Resultado del índice de ortotropía experimental..... | 137 |
| A.4. Galería de fotos de las roturas de mallas en los test tensiométricos..... | 138 |
| A.5. Resumen de resultados de la fase experimental..... | 139 |
| B. Fase teórica..... | 140-210 |
| B.1. Resultados del modelo constitutivo de Itskov y Aksel. Parámetros, correlación y porcentaje de error..... | 140 |
| B.2. Tensión de Cauchy teórica. Verificación y Validación..... | 141-142 |
| C. Resultados de la simulación..... | 143-209 |
| C.1. Resultados de la simulación mediante MEF. Pared abdominal sana..... | 143-147 |
| C.1.1. Estudio cualitativo. Tensión de Von Mises, Deformación, Desplazamiento..... | 143-144 |
| C.1.2. Estudio cuantitativo. Tensión Von Mises, Deformación, Desplazamiento..... | 145-147 |
| C.1.3. Resumen del comportamiento de la pared abdominal sana..... | 147 |
| C.2. Resultados de la simulación mediante MEF. Malla Spider..... | 148-156 |
| C.2.1. Estudio cualitativo. Tensión de Von Mises, Deformación, Desplazamiento..... | 148-151 |
| C.2.2 Estudio cuantitativo. Tensión de Von Mises, Deformación, Desplazamiento..... | 152-155 |
| C.2.3. Interpretación de resultados de la malla Spider..... | 156 |

Índice

| | |
|---|----------------|
| C.3. Resultados de la simulación mediante MEF. | |
| Malla Ultrapro®..... | 157-165 |
| C.3.1. Estudio cualitativo. | |
| Tensión de Von Mises, Deformación, Desplazamiento..... | 157-160 |
| C.3.2 Estudio cuantitativo. | |
| Tensión de Von Mises, Deformación, Desplazamiento..... | 161-165 |
| C.3.3. Interpretación de resultados de la malla Ultrapro®. | 65 |
| C.4. Resultados de la simulación mediante MEF. | |
| Malla Duramesh®..... | 166-174 |
| C.4.1. Estudio cualitativo. | |
| Tensión de Von Mises, Deformación, Desplazamiento..... | 166-169 |
| C.4.2 Estudio cuantitativo. | |
| Tensión de Von Mises, Deformación, Desplazamiento..... | 170-173 |
| C.4.3. Interpretación de resultados de la malla Duramesh®..... | 174 |
| C.5. Resultados de la simulación mediante MEF. | |
| Malla Repol Angimesh®..... | 175-183 |
| C.5.1. Estudio cualitativo. | |
| Tensión de Von Mises, Deformación, Desplazamiento..... | 175-178 |
| C.5.2. Estudio cuantitativo. | |
| Tensión de Von Mises, Deformación, Desplazamiento..... | 179-183 |
| C.5.3. Interpretación de resultados de la malla Repol Angimesh®..... | 183 |
| C.6. Resultados de la simulación mediante MEF. | |
| Malla Goretex®..... | 184-192 |
| C.6.1. Estudio cualitativo. | |
| Tensión de Von Mises, Deformación, Desplazamiento..... | 184-187 |
| C.6.2. Estudio cuantitativo. | |
| Tensión de Von Mises, Deformación, Desplazamiento..... | 188-192 |
| C.6.3. Interpretación resultados de la malla Goretex®..... | 193 |
| C.7. Estudios Comparativos..... | 193-200 |
| C.7.1. Tensión de VM en la IMT angular (entre 0-180°)..... | 193-194 |
| C.7.2. Índice de ortotropía de la IMT según la tensión de VM..... | 195 |
| C.7.3. Estudio comparativo de la deformación de la IMT según dir 1 y 2. | 196 |
| C.7.4. Estudio comparativo de los desplazamientos | |
| en cuatro puntos espaciales..... | 197-199 |
| C.7.4.1. Abdomen sano..... | 197 |
| C.7.4.2. Abdomen sano y resto de mallas..... | 198-199 |
| C.7.4.3. Diferencias porcentuales desplazamientos | |
| entre direcciones 1 y 2..... | 200 |
| C.8. Resumen e interpretación de resultados de la simulación..... | 201-203 |
| C.8.1. Con respecto a la simulación del abdomen sano..... | 201 |
| C.8.2. Con respecto a la Tensión VM..... | 202 |
| C.8.3. Con respecto a las deformaciones..... | 202 |
| C.8.4. Con respecto a los desplazamientos..... | 203 |
| C.8.5. Con respecto al índice de ortotropía según la tensión de VM.... | 203 |
| C.9. Resumen estandarizado de los resultados..... | 204-209 |
| D. Concesión de patente nacional para el prototipo <i>Spider</i> | 210 |
| | |
| 6. Discusión..... | 211-230 |
| | |
| 7. Resumen..... | 231-236 |
| | |
| 8. Conclusiones..... | 237-239 |
| | |
| 9. Referencias bibliográficas..... | 241-254 |
| | |
| 10. Índice de gráficas, tablas e imágenes..... | 255-263 |

Índice

| | |
|---|----------------|
| 11. Anexos..... | 265-300 |
| Patente..... | 267-274 |
| Referencias académicas. Impacto científico de nuestro trabajo..... | 275 |
| Tablas de resultados del test uniaxial y de resultados cuantitativos de la simulación..... | 276-295 |
| Diccionario..... | 296-300 |

Justificación

1. Justificación

Justificación

El cirujano observador podrá apreciar en el momento de la implantación de una malla que ésta tiene distintas propiedades elásticas según el eje ortogonal que consideremos, de tal forma que nos puede asaltar la duda de cómo orientarla espacialmente tanto si estamos reparando una hernia de la pared abdominal anterior o inguinal.

Si recurrimos a las especificaciones técnicas que facilitan los fabricantes veremos que entre sus instrucciones de uso no se hace referencia a este hecho, proporcionándonos otras informaciones, como el tipo de hernia donde se puede aplicar, el peso de la malla o la interfase tisular donde puede ser aplicada. Esto hace que, para la gran mayoría de los cirujanos generales no especializados en esta patología, la elección de la malla depende de otras consideraciones, como su adecuación a la interfaz peritoneal o su comportamiento en presencia de infección.

Lichtenstein¹ es uno de los primeros cirujanos que introduce un concepto mecánico en la reparación herniaria. En efecto, al describir su reparación “sin tensión” por todos conocida, en realidad lo que está estableciendo es la importancia de la estabilidad mecánica que dota la malla, lo que favorece la cicatrización y disminuye las recidivas.

No deja de ser sorprendente que en los programas de especialización del cirujano general no se dé importancia al estudio biomecánico de la pared abdominal y de la reparación herniaria por cuanto hasta que el proceso de cicatrización culmina, la herida quirúrgica está sujeta a condiciones puramente biomecánicas que pueden hacer fracasar la corrección quirúrgica. En esta primera fase “mecánica” la malla debe adaptarse a las condiciones fisiológicas de la pared abdominal.

El grupo de Schumpelick^{2, 3, 4, 5} fue pionero en investigar cuáles son estas condiciones, tanto de la pared abdominal como de las mallas, considerando que la Presión Intraabdominal (PIA) determina en la pared abdominal una tensión que cuantificó aplicando la ley de Laplace. En condiciones fisiológicas este sistema físico se mantiene en equilibrio fiel al principio de acción-reacción (3ª ley de Newton) de tal forma que, por ejemplo, si existe un aumento brusco de la PIA por cualquier causa, tal como un hemoperitoneo, la pared abdominal debe reaccionar deformándose gracias a su elasticidad para evitar un síndrome de hipertensión intraabdominal. Por ello, define las dos variables mecánicas más importantes que debe exhibir fisiológicamente la pared abdominal: *la resistencia a la rotura y la elasticidad*.

La *resistencia a la rotura* queda definida como el valor de la fuerza que hay que aplicar a la pared abdominal para que se produzca su rotura (también se conoce como *tensión de rotura*). El grupo de Schumpelick^{2, 3, 4, 5} establece un rango entre 16 N/cm y 32 N/cm. Este valor debe ser soportado por cualquier procedimiento quirúrgico, bien sea de rafia o de hernioplastia, para evitar la herniación. Todos los autores consultados coinciden en que la mayoría de las mallas comerciales se rompen aplicando una fuerza muy superior a estos valores.

Justificación

La otra variable a tener en cuenta es *la elasticidad* de la pared abdominal. Este concepto es muy importante ya que para que la pared abdominal ejerza sus funciones, debe mantener una complianza adecuada para facilitar los movimientos musculares y reaccionar adaptándose ante aumentos en la PIA. La medida de esta variable es bastante compleja y son numerosos los investigadores que han centrado sus trabajos en su cuantificación, determinándose que el abdomen sano presenta una elasticidad promedio del 25%⁶. En la actualidad se considera que la pared abdominal tiene un comportamiento elástico anisótropo, siendo el eje longitudinal (xifopubiano) más elástico que el eje transversal. Las reparaciones protésicas deben respetar este principio de elasticidad evitando rigideces que impactan negativamente en la funcionalidad y confort del paciente. En este sentido, Junge⁷ demuestra que, en general, las mallas in vitro son más rígidas que la pared abdominal y por otro lado, si tenemos en cuenta que como material extraño inducen una respuesta cicatrizal y fibrótica muy importante, comprenderemos que la elasticidad parietal puede verse seriamente comprometida tras la reparación de grandes defectos herniarios. En este hecho radica asimismo el dolor y rigidez que el paciente refiere en ocasiones, sobre todo tras reparar grandes defectos herniarios o de utilizar mallas excesivamente rígidas⁸.

Por consiguiente, las mallas se encuentran sobredimensionadas para los requerimientos fisiológicos de la pared abdominal sobrepasando los valores de resistencia a la rotura y elasticidad necesarios para mantener el trofismo y la función muscular abdominal. Este hecho se aleja de una reparación óptima debido a que el modelado y fabricación de las mallas ha obedecido a especificaciones de la industria textil y no ha tenido en cuenta estos requisitos funcionales. No obstante, desde hace pocos años existe una corriente investigadora que agrupa a cirujanos e ingenieros centrada en el diseño de nuevos materiales adaptados a la fisiología de la pared abdominal.

Es indudable que la hernioplastia con malla o hernioprótesis frente a la herniorrafia es el estándar de tratamiento de cualquier hernia, hecho suficientemente demostrado tanto en términos de recidiva, primer objetivo a considerar, como en confort y recuperación del paciente. Frente al concepto ya obsoleto de “una malla para todo” la malla ideal (gráfico 1) debe ser la que surja de un proceso de selección que analice el tipo y anatomía de la hernia, la composición química del biomaterial, la estructura tridimensional o urdimbre y las propiedades mecánicas⁹.

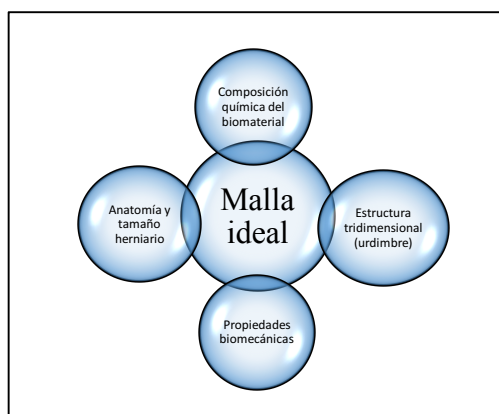


Gráfico 1. Malla ideal

Las cualidades exigibles a una malla quirúrgica son distintas según el escenario clínico encontrado, ya que puede utilizarse según dos objetivos bien definidos:

Justificación

- *Refuerzo* de la pared abdominal. Las condiciones anatómicas permiten al cirujano cerrar sin tensión la pared abdominal herniada, pero inserta una malla en un determinado plano anatómico para reforzar el cierre.
- *Sustitución* de la pared abdominal. Las grandes e inveteradas hernias inducen cambios degenerativos en la musculatura abdominal¹⁰ que impiden el cierre anatómico sin tensión. La malla se implanta interponiéndola entre los bordes del defecto muscular solapándola en mayor o menor medida con el tejido.

En ambos escenarios es evidente que hasta que se produzca el fenómeno de cicatrización la estabilidad de la herida viene determinada por las características mecánicas de las mallas y de la pared abdominal. Es lógico pensar que en el primer caso la malla no debe ser extremadamente resistente a la rotura ya que esta propiedad la confiere los músculos y aponeurosis de la pared abdominal en conjunción con la prótesis. Sin embargo, en el segundo supuesto la prótesis está "expuesta" directamente a la tensión producida por la PIA y la tracción muscular, por lo que el material al menos debe resistir los valores mínimos de rotura comentados anteriormente.

La mayoría de las mallas son capaces de resistir *per se* estos valores de rotura, de modo que cabría esperar teóricamente que el resultado fuera adecuado en términos de recidiva y confort. Sin embargo, no siempre es así ya que seguimos teniendo recidivas y además cuando reparamos grandes defectos herniarios los pacientes se quejan de disconfor y de rigidez abdominal, cuando no de dolor. Por tanto, la optimización de los resultados de la hernioplastia debemos reconsiderarla.

En la última década las investigaciones se han centrado en la disminución de la cantidad de material o densidad con el que están fabricadas las prótesis. Se han ideado materiales de baja densidad que han mejorado la biocompatibilidad disminuyendo la respuesta fibrosa, lo que ha redundado beneficiosamente en aumentar la elasticidad de la reparación quirúrgica, y por tanto, en la percepción que el paciente tiene de su intervención¹¹. También se han diseñado nuevos compuestos que mejoran la integración en la interfaz peritoneal donde las mallas se encuentran en contacto con las vísceras¹². Sin embargo, en términos de recidiva estos avances no han logrado mejorar significativamente la casuística de los biomateriales más clásicos.

Clásicamente, la recidiva tras la reparación protésica de cualquier hernia se ha considerado desde la óptica de los factores de riesgo presentes en el paciente o defectos de técnica quirúrgica. Sin embargo, cada vez tienen más preponderancia las investigaciones centradas en la biomecánica de la reparación herniaria.

Anatómicamente la recidiva herniaria suele localizarse en la denominada interfase malla-tejido (IMT)^{13, 14}. En la literatura encontramos muy pocos casos publicados de recidiva por rotura de la

Justificación

propia malla y cuando ésta acontece, los autores invocan unas condiciones biomecánicas desfavorables.

En este contexto, tanto Klinge¹⁵ como Bellón¹¹, demuestran que la zona “débil” es la IMT ya que su resistencia a la rotura es menor que la propia malla. En efecto, los estudios mecánicos de la IMT en modelos animales aprecian que es menos resistente que la pared abdominal sana en el periodo postoperatorio inmediato; sin embargo, conforme avanza temporalmente el proceso cicatricial su resistencia aumenta de tal manera que, hasta transcurridos 90 días postimplante, la IMT no empieza a adquirir una resistencia a la rotura más cercana a la fisiológica de la pared abdominal normal.

De este modo, podemos pensar que unas condiciones mecánicas incorrectas en la IMT antes de que se produzca el proceso cicatricial conducirían a una recidiva precoz. En este sentido, Weyhe¹⁶ y Willians¹⁷ establecen que la estabilidad mecánica entre malla y huésped es prioritaria para asegurar una biocompatibilidad fisiológica que evite complicaciones locales.

Por tanto, debemos analizar qué entendemos por condición fisiológica de la IMT desde un punto de vista de la biomecánica de los tejidos. Hilborn¹⁸ propone que en la zona de unión de estructuras con diferentes módulos de elasticidad aparecen fuerzas de torsión con importantes consecuencias deletéreas en el proceso cicatricial provocando alteraciones en la actividad de los fibroblastos y en la síntesis de colágeno¹⁹. Además los puntos que soportan un mayor gradiente en las tensiones inducen isquemia tisular²⁰. Por tanto, fisiológicamente deberíamos diseñar prótesis que permitieran una estabilidad máxima a nivel de la IMT y que sus características mecánicas fueran lo más semejantes posibles a las de la pared abdominal²¹. Estos efectos son muy importantes cuando la malla es utilizada como sustituto de la pared ya que la IMT es un límite preciso que resalta las diferencias mecánicas de la prótesis y del tejido, concentrando la tensión en una franja muy estrecha lo que favorece la aparición de fuerzas de cizallamiento. Sin embargo, en la condición de refuerzo, la tensión se reparte en un área más amplia de la IMT por el solapamiento entre estructuras de la propia técnica quirúrgica lo que minimiza el gradiente tensional entre el biomaterial y el tejido. Estos hechos pueden tener reflejo en el diferente porcentaje de recidivas de ambas técnicas²².

Desde un punto de vista biomecánico, no solo la coincidencia cuantitativa de los módulos de elasticidad de la malla y del tejido es deseable, sino que, además, cualitativamente también deberían concordar. A este respecto, diversos autores demuestran que la pared abdominal exhibe un comportamiento de sólido anisótropo con una dirección vertical (xifopubiana) más elástica que la transversal, de modo que se preconiza que para disminuir la posibilidad de recidivas estas líneas debe coincidir con los ejes rígidos y elásticos que exhiben la mayoría de las prótesis utilizadas^{14, 21, 23}.

No obstante, en las situaciones en que existen grandes defectos herniarios la anatomía no puede ser reconstruida de modo que el sistema muscular de un hemiabdomen no tiene solución de continuidad en la línea alba con el contralateral²⁴, por lo que se pierden las relaciones funcionales de

Justificación

los músculos de cada lado, de tal forma que la IMT está sujeta a la tensión de dos vectores confluentes: la PIA y la contracción lateral de los músculos planos de cada hemiabdomen derecho e izquierdo. La resultante es una fuerza de distracción sobre la IMT²⁵. Por ello, en los grandes defectos herniarios observamos una gran retracción lateral de los músculos oblicuos y transversos. En este contexto, aunque solapemos la malla en el tejido, la tensión en la unión de la malla con el tejido está concentrada en una franja muy estrecha, por lo que la resistencia de rotura que debe soportar la IMT es muy alta. En consecuencia, Anurov²⁶ demuestra que la utilización de las mallas *light weight* (LW) como sustituto de la pared abdominal no son suficientemente robustas y pueden dar lugar a recidivas por rotura de la propia prótesis.

En este escenario, la reparación con una malla anisótropa probablemente esté abocada al fracaso puesto que al distribuirse homogéneamente la PIA sobre la pared abdominal, el eje más rígido originaría la aparición de puntos de mayor tensión en la IMT que darían lugar a zonas de inestabilidad y, por tanto, a fuerzas de cizallamiento que abocarían al fracaso la reparación quirúrgica.

Estos hechos no se han considerado en los estudios disponibles en la literatura, de tal forma que los modelos de investigación clásicos centrados en analizar la IMT no tienen en cuenta que esta zona es dinámica y está sujeta a las variaciones de la PIA y a la contracción de los músculos laterales; además, los modelos animales analizan mecánicamente la IMT de forma estática en un determinado eje ortogonal y en diversos momentos evolutivos tras la aplicación de mallas en modelos de hernia abdominal y, finalmente, también se han diseñado dispositivos mecánicos que emulan los tejidos parietales y la PIA, analizando artificialmente la interrelación de la malla con el instrumento experimental¹⁴. Por todo ello, estos modelos experimentales no analizan cómo se distribuye las tensiones en todo el perímetro de la IMT y cómo es su comportamiento dinámico ante variaciones de la PIA.

Dada la falta de un modelo experimental validado de estudio del dinamismo de la IMT una opción muy atractiva es el recurso a modelos de simulación mediante análisis numéricos basados en el Modelo de Elementos Finitos (MEF). Partiendo del hecho de que conocemos, de una parte, los valores fisiológicos de la PIA, la tensión y elasticidad que exhibe el abdomen y su pared musculoaponeurótica, y de otra las variables mecánicas que exhiben las prótesis, una simulación nos permitiría “crear” una estructura espacial y dinámica donde poder ensayar “*in silico*” la interrelación entre tejido y malla. En otras palabras, esta “realidad virtual” nos permitiría analizar dinámicamente cómo reacciona el conjunto malla-tejido ante variaciones de las condiciones mecánicas, por ejemplo, ante un aumento de la PIA.

En definitiva, se trata de reevaluar el principio de acción-reacción de Newton usando las nuevas tecnologías de cálculo y representación virtual.

Justificación

Con respecto a los análisis experimentales, el MEF es una alternativa cada día más usada en Medicina^{27,28} debido a su versatilidad y a que en la mayoría de las ocasiones es más importante una valoración cualitativa que cuantitativa, dada la dispersión estadística que puede existir entre los distintos individuos que conforman la muestra. No obstante, para la aplicación de este método es necesario desarrollar un modelo matemático que integre la geometría, las propiedades del material y el estado de carga que represente el comportamiento de la estructura real.

De lo expuesto se deduce la necesidad de utilizar las dos vías conjuntamente, experimental y numérica, para poder realizar una valoración completa y dinámica de la IMT.

2. Introducción

2.1. Estudio del abdomen: Anatomía y Biomecánica.

A. Anatomía.

Desde el punto de vista anatómico, la cavidad abdominal se halla casi enteramente circunscrita por formaciones musculares, que se agrupan en cuatro regiones: Anterolateral, posterior o lumboilíaca, superior o diafragmática y, finalmente, inferior o perianal. A éstas hay que añadir la parte tendinosa representada por las aponeurosis de los diferentes músculos y la línea alba.

La pared abdominal anterior y lateral consiste en una compleja fusión de capas musculares, y tejido conectivo destinada a contener y proteger las vísceras abdominales y a promover los movimientos de rotación del tronco y aproximación del tórax sobre la pelvis. Está comprendida entre dos pilares centrales verticales representados por los músculos rectos del abdomen, conectados a una triple capa muscular que se extiende lateralmente, músculos oblicuos y transversos, formando de esta forma un área hexagonal cuyos límites superior y lateral son los arcos costales y el apéndice xifoides, mientras que la sínfisis del pubis y las crestas ilíacas circunscriben el límite inferior y lateral. Esta estructura muscular actúa de forma solidaria con la contralateral merced a la decusación medial de las aponeurosis musculares formando la línea alba²⁹ de tal forma que se considera una unidad funcional²⁵.

Funcionalmente, este sistema musculo-aponeurótico actúa interactivamente para desarrollar las acciones a las que está adscrito³⁰. Las dos más importantes son los movimientos del tronco³¹ y la regulación de la PIA³². Pero además, cumple una importante adyuvancia en los movimientos respiratorios³³ y en la estabilización de la columna vertebral³⁴. No obstante es posible establecer ciertas individualidades. Así observaciones electromiográficas³⁵ y ecográficas³⁶ han demostrado la participación preponderante de los músculos oblicuos en los movimientos del tronco³⁷ y en la estabilización de la columna vertebral³⁸, reservándose el músculo transversos para la producción de la presión intraabdominal y los movimientos respiratorios³⁹.

B. Biomecánica de la pared abdominal.

B.1. Continente y contenido abdominal. Fuerza resultante de la relación contenido y continente

Considerando el abdomen como un cuerpo tridimensional con un continente y un contenido, se establece un sistema de fuerzas de cuya resultante podemos obtener consecuencias fisiológicas y patológicas importantes.

Veamos a continuación estos dos componentes por separado y finalmente trataremos su resultante^{40, 41, 42}.

Continente abdominal

Desde un punto de vista biomecánico, el continente abdominal puede representarse como un sistema de fuerzas representado en unos ejes cartesianos donde el eje OY coincidiría teóricamente con la línea alba y el eje OX con la dirección de las fibras del músculo transverso.

Funcionalmente, las propiedades contráctiles de los músculos dependen de la interrelación de las fibras musculares con las fibras conectivas de la matriz extracelular. Por medio de esta matriz músculos adyacentes pueden transmitir sus deformaciones sobre músculos adyacentes, de tal forma, que pueden formar unidades funcionales. Este efecto se conoce como *transmisión miofascial de fuerzas*⁴³ (TMF).

El concepto de TMF involucra cualquier transmisión de fuerza desde una miofibrilla muscular al resto de miofibrillas del mismo músculo, a músculos adyacentes de un mismo compartimento o de compartimentos distintos y puede ocurrir tanto entre músculos agonistas como antagonistas. También explica la relación funcional de las fibras musculares laterales con las fibras de la aponeurosis de los músculos rectos y de la línea alba.

Esto hace que los músculos, independientemente de su acción, no puedan ser considerados como agentes individuales⁴⁴. Así acontece con el músculo oblicuo interno y el transverso. En efecto, la fuerza muscular generada por el transverso se transmite directamente al oblicuo interno vía del tejido conectivo que separa ambos músculos y viceversa. A modo de ejemplo, durante el movimiento de inspiración la distensión de las fibras del transverso induce la tensión pasiva de las fibras del oblicuo interno⁴⁵.

Merced a la TMF, se formaliza un sistema de fuerzas, actuando de forma sinérgica los músculos de un lado con sus homólogos contralaterales, de manera que la contracción de ambos músculos transversos se hace solidaria entre sí merced a la capa de fibras transversas, ejerciendo así eficazmente su acción principal de aumentar la presión intraabdominal. De igual forma acontece con los músculos oblicuos cuya contracción en un lado se manifiesta solidariamente en el contralateral.

Estudio del abdomen: Anatomía y biomecánica

Desde un punto de vista mecánico, los vectores que representan las distintas fuerzas ejercidas por los músculos actúan sobre un mismo plano (pared abdominal) pero desde distintos ángulos, por lo que en principio, podemos afirmar que es un *sistema de fuerzas lineal y coplanar*.

Las leyes físicas que ordenan este sistema definen que dos fuerzas con la misma dirección y de sentido contrario se anulan entre sí siempre que posean la misma magnitud. Este comportamiento físico lo expresa el músculo oblicuo mayor y menor del lado contralateral, debido al sentido opuesto de sus fibras⁴⁵.

La resultante del sistema de fuerzas viene representada por la acción del músculo transverso que expande sus fibras transversalmente; es decir, de forma perpendicular a la línea media^{25, 46}.

Esta misma acción la ejecutan los músculos rectos, pero en modelos anatómicos²⁴ su contribución es prácticamente mínima, por lo que de acuerdo con Klinge³⁹, el sistema de fuerzas que representa el continente abdominal viene resuelto por el músculo transverso del abdomen (gráfico 2).

Por tanto, podemos expresar gráficamente este comportamiento como dos vectores colineales y de sentido opuesto (f y f' en gráfico 2) que representan *fuerzas de distracción* sobre la línea media originando una deformidad, que en términos mecánicos se denomina *estricción*.

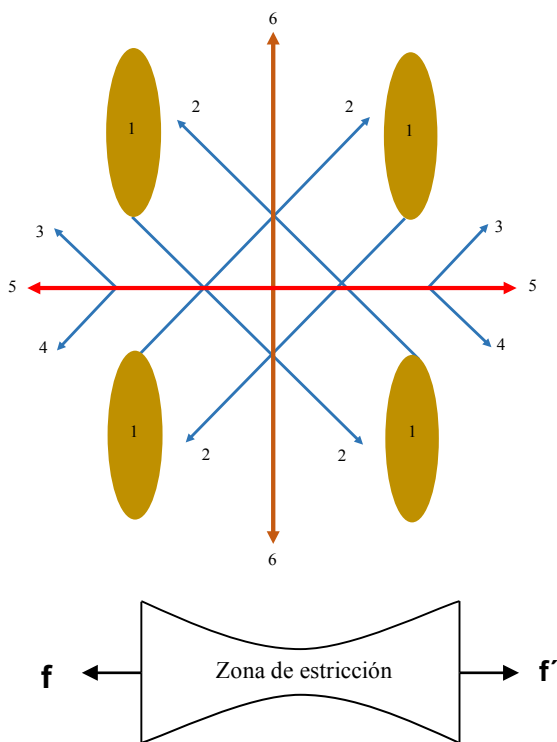


Gráfico 2. Vectores de los diferentes músculos y resultante (estricción):

1-2 Fibras y tendones del Recto
3 Oblicuo Mayor. 4 Oblicuo Menor
5 Transverso

Contenido abdominal.

El contenido abdominal viene definido por la presión intraabdominal⁴⁷. En un estado fisiológico, la PIA es una variable fija dentro del abdomen, aumentando durante la inspiración y viceversa en la espiración⁴⁸. También se modifica directamente por el volumen de los órganos sólidos y vísceras huecas o en condiciones patológicas como hemoperitoneo, ascitis y edema intersticial.

Gráficamente la resultante de las fuerzas intraabdominales, se representan como un único vector que incide perpendicularmente al plano de la pared abdominal induciendo una tensión que ocasiona una deformación denominada flexión o “*bending*”. Como consecuencia se crea, dependiendo de la elasticidad de la pared, una superficie cóncava y otra convexa (gráfico 3).

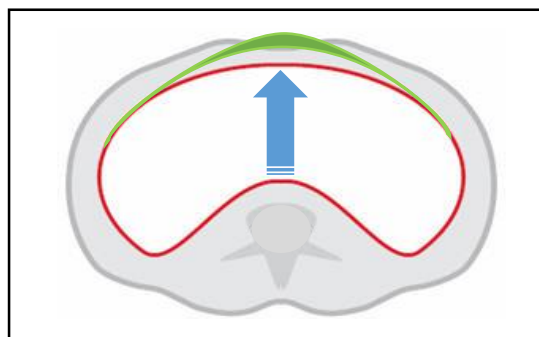


Gráfico 3. Efecto de la PIA

En la zona de la superficie cóncava (plano peritoneal) se producen fuerzas de compresión, mientras que en la zona de la superficie convexa (plano anterior) se producen fuerzas de tracción. Es en esta última zona donde más fácilmente se iniciará la ruptura del abdomen como consecuencia de las fuerzas generadas.

Diversos factores influyen en que se genere una mayor o menor “flexión” entre los que destacan el grosor de la pared abdominal, el tipo de material y la magnitud de las fuerzas implicadas.

La medición de la PIA se basa en el principio de Pascal (ver anexo) lo que supone considerar el abdomen como un medio continuo, lo que no es del todo cierto, ya que ni el líquido ni los órganos abdominales son uniformes; sin embargo, este concepto se acepta por la comunidad científica mundial y es la base de la medición clínica de la PIA. Existen diversos procedimientos para medir la presión intraabdominal basados en este principio físico, aunque la medición intravesical sigue siendo el *gold estándar*⁴⁹.

Cobb⁴⁸ demuestra que la presión intraabdominal se encuentra muy influenciada por diferentes acciones como toser, la bipedestación, saltar, etc. En la tabla 1 se aprecian las mediciones realizadas mediante catéter intravesical durante estas acciones.

| Acción | Media (DS) |
|-----------------|-------------|
| Supino | 1,8 (2,2) |
| De pie | 20 (3,8) |
| Sentado | 16,7 (2,9) |
| Toser | 81,4 (25,6) |
| Toser de pie | 107,6 (23) |
| Valsalva | 39,7 (11) |
| Valsalva de pie | 64,9 (22) |
| Dar saltos | 171 (48,4) |

Tabla 1. Media y Desviación estándar de las Presiones intrabdominales (mm Hg)

Fuerza resultante de la relación contenido y continente:

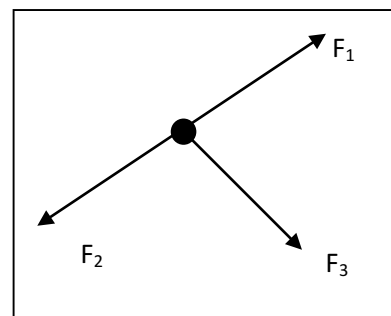
Físicamente la fuerzas que ejercen la cavidad y la pared abdominal se describen como *fuerzas coplanares concurrentes no colineales*, lo que significa que actúan sobre el mismo plano pero con distinto ángulo de incidencia.

En el caso que nos ocupa, disponemos de un sistema de fuerzas con tres vectores actuando inicialmente sobre un mismo punto teórico de la línea media abdominal:

F_1 y F_2 representan los vectores de fuerza de ambos músculos transversos, provocando la denominada estricción sobre la línea media.

F_3 representa la PIA que origina la flexión o *bending*.

En condiciones fisiológicas este sistema es estable, siendo la resultante de la estricción de la línea media nula y quedando sólo el efecto de la PIA(F_3) .



Estudio del abdomen: Anatomía y biomecánica

Esta fuerza origina una tensión en la pared abdominal calculada aplicando la Ley de Laplace ya que la cavidad abdominal se puede considerar como un cuerpo geométrico hueco en el que su contenido representa la PIA y el continente viene representado por la pared abdominal.

Por tanto, matemáticamente la *tensión* queda definida por la ley de Laplace: la presión intraabdominal ejerce una tensión sobre la pared abdominal que es directamente proporcional al radio de un cilindro e inversamente proporcional al grosor de la pared.

Su formulación matemática es la adjunta.

De este modo, la máxima tensión que sufrirá la pared abdominal se soportará en el área con mayor radio y menor grosor.

Ley de Laplace

$$T = P R / 2 G$$

T: tensión de la pared

P: PIA

R: radio del abdomen

El concepto de tensión se encuentra firmemente asociado al de *elasticidad*. Siendo ésta la facilidad con la que una estructura se puede deformar⁵⁰.

La relación entre tensión y elasticidad nos lleva a plantear varios escenarios clínicos:

- Ante un aumento de tensión en la pared abdominal ésta debe responder elásticamente incrementando su radio para seguir manteniendo estable el sistema de fuerzas. Si se sobrepasa el límite de elasticidad se produce la rotura del continente. A esta tensión la denominamos *tensión de rotura (también se le conoce como carga de rotura)*. Es la explicación mecánica de la producción de las hernias abdominales.
- Por el contrario, si tenemos un continente poco *elástico*, rígido, un aumento de la tensión ocasionará un aumento de la presión intrabdominal. Quedando de esta forma, establecido mecánicamente el concepto de síndrome de hipertensión intrabdominal.

Por tanto, el concepto de tensión de rotura y elasticidad determina las propiedades físicas de la pared abdominal y en su alteración se encuentra la génesis de la patología herniaria de la pared abdominal. Por tanto, debemos estudiarlas detalladamente.

B.2. Tensión de rotura y elasticidad de la pared abdominal.

El estado fisiológico del abdomen exige un equilibrio entre continente y contenido, si esta relación se pierde dará lugar a una rotura de la pared abdominal o a un aumento de la PIA.

Tensión de rotura de la pared abdominal

El grupo alemán de Schumpelick fue pionero en el estudio de la tensión que deben soportar los tejidos o las suturas para evitar su ruptura. Para ello, realiza un estudio matemático analizando las fuerzas debidas al continente y al contenido abdominal y que desarrollamos a continuación:

Considera el abdomen como un sólido continuo en forma de esfera hueca sobre la que incide la PIA, produciendo una tensión parietal⁴ (efecto del contenido abdominal). De este modo, el cálculo de la tensión parietal responde a la Ley de Laplace según la siguiente fórmula:

$$\text{Tensión parietal} = PIA \times \text{Radio del abdomen} / 2 \times \text{Grosor parietal}$$

Por el principio de acción y reacción de Newton la pared abdominal reacciona con una fuerza de igual magnitud pero de sentido contrario a la fuerza originada por la tensión parietal (efecto del continente abdominal). Esta fuerza, que es intrínseca de la pared, es la que debe soportar cualquier procedimiento de cierre abdominal para que el sistema contenido-continente sea estable y no se produzca su rotura (es decir, una herniación), de modo que queda definida como la tensión de rotura (TR). Por tanto:

$$\text{TR} = \text{Tensión parietal}$$

Ahora bien, para calcular la TR por unidad de longitud parietal, Schumpelick³ asume que la TR es una fuerza cortante. Éste tipo de fuerza actúa sobre un área determinada. Para el caso de la pared abdominal, éste área se calcula proyectando la esfera que representa el abdomen sobre el plano. De ahí que la fórmula anterior se complete de la siguiente manera:

$$\text{TR} = \text{Tensión parietal} \times \text{área}$$

$$(\text{área} = 2\pi \times \text{radio del abdomen} \times \text{grosor de la pared})$$

$$\text{TR} = \text{Tensión parietal} \times 2\pi \times \text{radio del abdomen} \times \text{grosor parietal}$$

Si dividimos la TR por la longitud de la circunferencia abdominal obtendremos:

$$\text{TR} = PIA \times \text{radio del abdomen} / 2$$

De lo que se infiere que la tensión de rotura o resistencia a la tracción por cm de circunferencia se obtiene del producto de la PIA por el radio de la circunferencia abdominal dividido entre 2 y se expresa como el valor de la tensión por unidad de longitud de pared abdominal.

Estudio del abdomen: Anatomía y biomecánica

El valor así obtenido es de 16 N por centímetro de circunferencia abdominal (calculado para una PIA de 20 Kpa y una circunferencia abdominal de 100 cm)^{4, 5}.

En el caso de cierre con mallas utilizadas como sustitución de la pared abdominal, aplica el mismo razonamiento matemático pero sobre un cilindro, obteniendo un valor que es el doble del anterior, 32 N/cm.

Como resultado, cualquier procedimiento de cierre abdominal o de corrección herniaria debe soportar al menos esta tensión para evitar la rotura y la consiguiente herniación.

Estos valores son tenidos en cuenta en todos los estudios publicados sobre la resistencia fisiológica de la pared abdominal. Schumpelick utiliza este valor con la segunda intención de poder comparar estos valores con los obtenidos por las mallas en los test tensiométricos.

Otros autores también han calculado este valor. Cobb⁴⁸ partiendo de un cálculo propio de la PIA en diversas acciones fisiológicas (tabla 2) establece que la tensión de rotura se mueve en un rango de 11 a 27 N/cm.

| | PIA min | PIA max | PIA media | Tensión |
|--|---------|---------|-----------|---------|
| Supino | -1 | 6 | 1,8 | 0,48 |
| De pie | 15 | 27 | 20 | 5,5 |
| Sentado | 10 | 21 | 16,7 | 4,63 |
| Toser | 40 | 127 | 81,4 | 22,61 |
| Toser de pie | 64 | 141 | 107,6 | 29,9 |
| Valsalva | 20 | 64 | 39,7 | 11,03 |
| Valsalva de pie | 32 | 116 | 64,9 | 17,97 |
| Dar saltos | 43 | 252 | 171 | 47,52 |
| Tabla. 2. PIA medida por Cobb (mmHg) (tensión en mmHg/cm²) | | | | |

Seidel⁵¹ analiza la tensión de rotura en la vaina de los rectos en modelos anatómicos procedentes de cadáver (tabla 3).

Se aprecia que el eje longitudinal (línea alba) ofrece una mayor elasticidad que el transversal, lo que está en consonancia con los hallazgos de Grässel⁵² en los que analiza la línea alba exclusivamente.

| | Horizontal (N/cm) | Vertical (N/cm) |
|----------------------------------|-------------------|-----------------|
| Línea Alba | 82 | 32 |
| Vaina anterior Recto | 74 | 20 |
| Vaina posterior Recto | 67 | 15 |

Tabla 3. Tensión de rotura de Seidel

Los trabajos de Cobb y Schumpelick son más funcionales ya que parten de hechos fisiológicos probados, como es la medición real de la PIA. De esta manera, a nivel clínico podemos establecer que cualquier método de cierre de la pared abdominal debe soportar las tensiones de roturas referidas para minimizar el riesgo de herniación.

Elasticidad de la pared abdominal

En condiciones fisiológicas un aumento de la PIA produce un aumento de la tensión en la pared abdominal que debe responder de una forma elástica, aumentando su diámetro. Pero este aumento espacial debe ser homogéneo en toda la superficie parietal (según el principio de Pascal) de lo contrario podría dar lugar a diferentes tensiones con consecuencias deletéreas. Por ello, al analizar la elasticidad de la pared abdominal, los estudios no sólo se centran en medir la tensión que soporta un punto sino que, además, intentan cuantificarla en distintas direcciones para determinar si la pared abdominal se comporta como un cuerpo isótropo o anisótropo.

Grässel⁵² y colaboradores han demostrado en modelo de cadáver humano, que la línea alba presenta un comportamiento anisótropo que varía según el nivel anatómico que consideremos, la edad y el sexo, pero en general la elasticidad de la línea alba es mayor en la dirección longitudinal que en la transversal. A las mismas conclusiones llega Conney⁵³ también en muestras procedentes de cadáver humano a las que aplica test tensiométricos uni y biaxiales.

Estudio del abdomen: Anatomía y biomecánica

De manera análoga, Junge³ revela un comportamiento anisótropo en un ensayo de elasticidad sobre muestras de una zona lateral de la pared abdominal procedente de cadáver humano. Los análisis se hacen individualmente en las tres direcciones longitudinal, oblicua y transversa aplicando una tracción de 16 N. Según se aprecia en tabla 4, la elasticidad en el eje longitudinal es mayor que en el oblicuo o transverso, tanto en el sexo masculino como femenino. Las diferencias entre sexos son significativas.

| | Hombre | Mujer |
|----------------|--------|--------|
| Eje Vertical | 23±7% | 32±17% |
| Eje Horizontal | 15±5% | 17±5% |
| Eje Oblicuo | 14±6% | 12±5% |

Tabla 4. Elasticidad de la pared abdominal según Junge

Todos estos estudios incurren en el doble error de considerar el análisis individual por eje sin tener en cuenta la interacción en conjunto de todo el sistema musculo-aponeurótico de la pared abdominal, y en el estudio de un hemiabdomen sin tener en cuenta la interacción muscular de ambos lados merced a la línea alba y a la TMF. Además, hemos de tener en cuenta otros sesgos, como el de la edad, ya que se ha demostrado que la elasticidad es inversamente proporcional a la misma⁵⁴.

De forma contraria, otros autores⁵⁵ demuestran un comportamiento isótropo de la pared abdominal. En este sentido las investigaciones más recientes llevadas a cabo por el grupo del profesor Bellón⁵⁶ confirma el hecho que el análisis in vitro de músculos aislados puede arrojar datos opuestos a cuando se analizan grupos musculares completos. De ello deducimos el comportamiento simétrico de la pared abdominal cuando ésta se analiza de forma completa.

2. Introducción

2.2. Las mallas: Biomateriales, Clasificaciones y Biocompatibilidad.

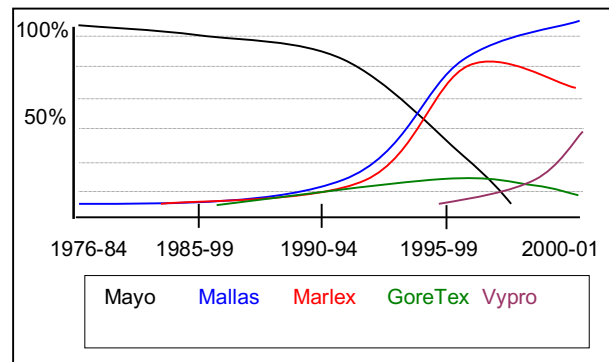
La cirugía herniaria no se comprendería sin el espectacular avance tecnológico que ha supuesto la aplicación de diversos biomateriales lo que implica prácticamente el abandono de las técnicas anatómicas y la reparación de la solución de continuidad interponiendo un *neotejido artificial*⁵⁷.

En el siglo XX dos hechos revolucionaron la moderna herniología⁵⁸:

- Introducción de los polímeros derivados del carbono. Inicialmente el poliéster (PE) y polipropileno (PP) introducidos en la clínica por el Dr Usher⁵⁹ y más tarde el politetrafluoroetileno (PTFE-e)⁶⁰. Estos tres polímeros representan los principales biomateriales utilizados en la práctica quirúrgica. Cada uno de ellos posee unas indicaciones específicas vinculadas a sus características físicas y estructurales que posteriormente estudiaremos.

- El segundo hito importante es el concepto de *reparación herniaria sin tensión* de Lichtenstein¹. Inicialmente aplicado a la hernioplastia inguinal es igualmente válido para las hernias ventrales, ya que su principio implica la reparación sin tensión en la línea de sutura y el estímulo de la formación del tejido conectivo.

En el histograma adjunto se aprecia la progresión del uso de las diferentes prótesis en un estudio multicéntrico llevado a cabo por Langer⁶¹ en Alemania. Se observa la plena aceptación y difusión de los biomateriales en la década de los noventa del siglo pasado, en detrimento de las técnicas de corrección herniaria sin malla.



A continuación estudiaremos los principales biomateriales con los que están fabricadas las mallas.

A. Biomateriales

Históricamente ha habido un largo proceso que ha concluido en lo que denominamos “mallas plásticas modernas”. Este proceso ha visto la popularidad de varios biomateriales que inicialmente fueron usados con éxito pero que posteriormente devinieron en fallos y complicaciones tras acumular experiencia y seguimiento con ellos. Entre ellos reseñamos la *filigrana de plata*, la *gasa de tantalio* o la *malla de acero inoxidable*. Otros materiales también han sido abandonados, en general, por su pobre comportamiento frente a la infección como la malla de nylon, polivinilo, silicona o teflón.

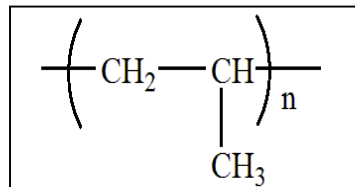
En la actualidad disponemos de tres biomateriales aptos para la fabricación de mallas: polipropileno (PP), politetrafluoroetileno expandido (PTFE) y el polietileno (PE), ampliamente contrastados por su amplio uso clínico. Estos siguen siendo la base de la mayoría de las prótesis herniarias a los que se unen otros biomateriales con idea de mejorar la biocompatibilidad. Químicamente se tratan de polímeros termoplásticos de alto peso molecular que pueden ser moldeados, extruidos, fundidos, o laminados en objetos, filmes o filamentos.

Polipropileno

Se trata del biomaterial más utilizado en la fabricación de las denominadas mallas reticulares.

El PP pertenece al grupo de las poliolefinas, ampliamente utilizado en la industria química.

Su estructura química es $-(C_3H_6)_n-$. Se trata de un polímero termoplástico, parcialmente cristalino que se obtiene de la polimerización del propileno (también denominado propeno), deriva del gas propano y es muy estable frente a diversos solventes químicos así como contra álcalis y ácidos. Su resistencia al calor (estable por encima de 168,3°C) permite su esterilización.



El proceso de fabricación de una malla conlleva los siguientes pasos:

A. Extrusión del PP. Es el proceso por el que se obtiene un filamento desde una resina fundida de gránulos de polímero. Este filamento tiene un diámetro determinado por las especificaciones industriales y tiene unas características que facilitan su biocompatibilidad: su superficie lisa ofrece una mínima fricción y el mínimo uso de agentes catalíticos y aditivos necesarios para su producción.

B. Tejido de la malla. Depende de las especificaciones técnicas textiles y debemos distinguir dos técnicas de costura: *tricotado* vs *fabricación en telar*⁶².

En el tricotado un filamento continuo es doblado sobre una aguja especial y girado sobre otro filamento para conformar la *urdimbre*, formando hileras de bucles en las dos direcciones del plano horizontal. El patrón de punto se determina por el diámetro del filamento o fibra, tamaño del bucle, tensión del filamento, tamaño y espacio de las agujas de costura. Todos estos factores determinan las características físicas finales: densidad, resistencia, rigidez y direccionalidad (imagen 1).

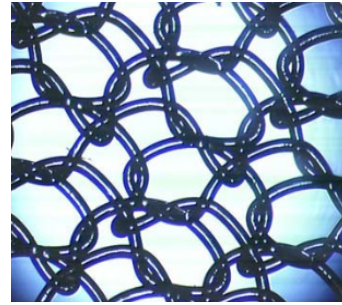


Imagen 1. Tricotado

En el proceso de costura en telar (*telar plano*) un conjunto de filamentos paralelos (denominados *base*) son alineados en la dirección de la malla y otro conjunto de filamentos perpendicular (denominados *trama*) se tejen pasando perpendicularmente por encima y debajo alternativamente (imagen 2).

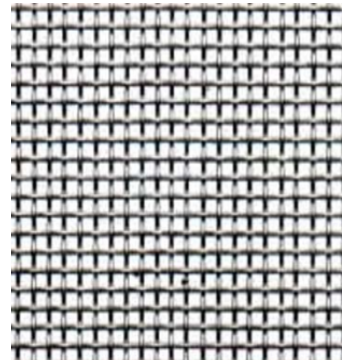


Imagen 2. Tejido en telar

El primer procedimiento es el más usado, ya que proporciona materiales más porosos, flexibles y se pueden fabricar siguiendo diferentes direcciones lo que determina su direccionalidad (grado de anisotropía). También es posible modificar el tamaño, la forma y textura.

C. Termosellado y Esterilización. Las mallas son lavadas para posteriormente realizar un procedimiento de termosellado por calentamiento que le confiere estabilidad. Finalmente son cortadas a diferentes tamaños, empaquetadas y esterilizadas.

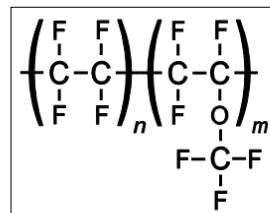
El PP presenta una idónea biocompatibilidad: adecuada tensión y buena flexibilidad; crea una reacción de cuerpo extraño menor que el polietileno; no es absorbido por la reacción tisular y, finalmente, presenta una adecuada resistencia a la infección.

La primera malla fabricada con estas especificaciones se denominó Marlex®. Posee unas características que la hacen muy biocompatible con alta resistencia a la tracción y flexibilidad. Además, es macroporosa (diámetro de más de 75 micras) con buen comportamiento biológico en el tejido receptor.

Politetrafluoroetileno expandido.

Es el biomaterial preferente para la fabricación de mallas laminares.

El PTFE (teflon®) es un polímero descubierto por la empresa DuPont, que vendió la patente a la compañía americana W.I. Gore. El PTFE está formado por una estructura de sustentación de átomos de carbono combinados de manera estable con átomos de fluoruro siendo su fórmula química $-\text{CF}_2=\text{CF}_2-$.



La empresa W. I. Gore desarrolló el denominado PTFE expandido. Mediante un procedimiento químico (descubierto por Oshiger en Osaka) el PTFE se expande radialmente, para formar una hoja de polímero poroso, fibroso, continuo y uniforme. Con este polímero se fabricó la denominada malla Goretex Soft Tissue Patch®, introducida en cirugía herniaria en el año 1983. Esta malla está compuesta por nodos de pilares de PTFE conectados por finas fibrillas de PTFE de longitud superior a 17μ , conformándose multidireccionalmente en el espacio con forma de hoja o membrana (imagen 3). En realidad, es de tipo trabecular formada por micronudos de PTFE-e® unidos entre ellos por microfibrillas

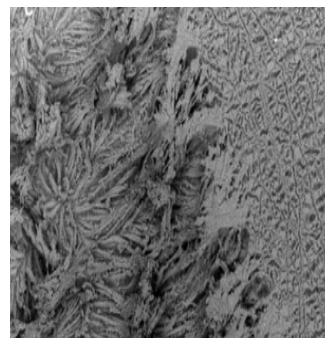
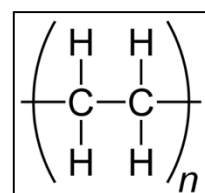


Imagen 3. Imagen en detalle del PTFEe

Se trata de una malla laminar microporosa (promedio del poro de $20-25\mu$), flexible, blanda y no deshilachable. Presenta una adecuada fuerza a tracción para la reparación herniaria y un adecuado comportamiento en la interfaz peritoneal.

Polietileno

El PE es un polímero derivado del etilenglicol y ácido tereftálico. Es el polímero más simple y barato, su estructura química es $-(\text{CH}_2-\text{CH}_2)-_n$



Las mallas de polietileno son tejidas con monofilamentos (Dacron®), o con multifilamentos (Mersilene®). Se comenzaron a utilizar quirúrgicamente en la década de 1950 en USA.

Son mallas multifilamentosas y macroporosas (tamaño del poro de más de 75 micras). La malla de Dacron® fue la primera malla no metálica aplicada con éxito y aún hoy en día mantiene su actividad a pesar de que su uso ha disminuido a favor de la malla de PP.

La reacción tisular que promueven es ligeramente superior a las de PP, aunque la integración es similar. Presentan degradación tisular a los noventa y ocho meses de su colocación.

En la actualidad disponemos de otros biomateriales reabsorbibles que optimizan la biocompatibilidad de las mallas "clásicas" al combinarlos con los materiales previos (tabla 5).

De esta forma la densidad de las mallas es menor, al disminuir la cantidad de material principal utilizado, como por ejemplo Ultrapro®, que incorpora a partes iguales filamentos entrelazados de PP y de poliglecaprona.

En otro sentido, estos compuestos asociados a PP o PE pueden utilizarse en contacto con las vísceras abdominales ya que al ser reabsorbidos permiten la formación de un neoperitoneo evitando la formación de adherencias y fístulas intestinales.

También se utilizan otros polímeros no reabsorbibles en forma de láminas, adecuados para la interfaz peritoneal en combinación con los materiales clásicos. Es el caso de las mallas mixtas formadas con silicona y PP (Surgimesh®) y PVDF con PP (Dynamesh®).

| Biomaterial reabsorbible | Polímero | Nombre comercial |
|--|-----------------|-------------------------|
| Poliglecaprona | PP | Ultrapro |
| Poliglecaprona 25 | PP | Physiomesht |
| Ácido poliglicólico | PP | Lorcameht |
| Colágeno polietilenglicol-glicerol | PE | Parietext |
| Colágeno polietilenglicol-glicerol | PP | Parietene composite |
| Polidioxanona y celulosa oxidada | PP | Proceed |
| Carboximetilcelulosa hialuronato | PP | Ventralext |
| Aceite omega 3 | PP | C-QUR |
| Tabla 5. Biomateriales reabsorbibles. | | |

B. Clasificaciones.

En la actualidad existen varios centenares de mallas comerciales, lo que hace muy arduo la elección del implante ideal. Ello hace necesario sistematizar y agruparlas por sus propiedades físicas y su biocompatibilidad. Existen varias clasificaciones (Amid, Coda, Klinge, Bellón, Cobb) aceptadas en la literatura médica y que expondremos a continuación.

Clasificación de Amid. La importancia del poro.

Constituye el primer intento de clasificación de las prótesis publicado en el primer número de la revista hernia en 1997. El Dr. Parvic K. Amid⁶³, del Instituto Lichtenstein de Hernias en Los Angeles, establece una correlación de los tipos de mallas con sus complicaciones clínicas. Parte del hecho de que la biocompatibilidad de cada material está determinada por el tamaño del poro (tabla 6).

| Tipo | Poro | Material | Referencia comercial |
|------|---|------------------|---|
| I | Macroporosa > 75 micras | PP | Monofilamento: Marlex, Prolene, Surgilene Atrium, Premilene, Trelex |
| II | Microporosas < 10 micras | PTFE-e | Goretex Soft Tissue Patch |
| III | Macrorosas con multifilamentos o con microporos | PP, PTFEe, PE | Surgipro (PP) MycroMesh (PTFEe) Mersilene (PE) |
| IV* | Submicrónica | PP | Cellgard, Preclude Pericardial-Dura |

Tabla 6. Clasificación Amid.
(*No aptas para hernioplastia, pueden combinarse con tipo I)

- Prótesis de tipo I, Macroporosas o Reticulares. El polipropileno es el material más utilizado en la reparación de los defectos herniarios. En el mercado disponemos de numerosas denominaciones que se diferencian por el tipo de trenzado y las dimensiones de los poros lo que confiere las características mecánicas de peso, rigidez, memoria plástica, flexibilidad, aspereza de la superficie y diámetro de sus poros.

En general, todas las prótesis de PP estimulan una rápida reacción fibroblástica intra y periprotésica, por lo que inducen la formación de firmes adherencias si se colocan en la interfaz peritoneal. Mecánicamente el tejido neoformado muestra una elevada resistencia a la tracción.

- Prótesis de tipo II, Microporosas o Laminares. El PTFE-e[®] es uno de los biomateriales más inertes y biocompatibles. Las mallas sintetizadas con este biomaterial, Gore-Tex Soft Tissue Patch[®], muestran una superficie uniforme, laminar, con un promedio de poro de 20μ.

En general, la reacción inflamatoria es periprotésica, encapsulando la malla y es más lenta que con las de tipo I. No obstante la mesotelización peritoneal es más rápida lo que evita la formación de adherencias por lo que es apta para su implantación peritoneal.

- Prótesis de tipo III. Las denominadas Micromesh[®] y Dual Mesh[®] son variaciones del parche inicial de Goretex. La MicroMesh^{®64} presenta unos macroporos y una de sus caras ha sido troquelada para conferirle una estructura rugosa que facilita la integración tisular. La DualMesh[®] posee dos facetas: una con textura rugosa para adecuarse a la integración tisular y otras lisa que se comporta como una malla laminar, donde la reacción tisular es mínima. La DualMesh Plus[®] incorpora una solución con carbonato de plata y diacetato de clorhexidina con capacidad bactericida, lo que evita la desventaja de las mallas de PTFE-e[®] frente a las infecciones⁶⁵.

Con respecto a las prótesis de tipo III confeccionadas con Dacron[®], la reacción fibroblástica es muy intensa y rápida, similar a las prótesis de tipo I, por lo que no se pueden poner en contacto con vísceras abdominales.

La clasificación ya consagrada de Amid ha marcado durante años, tanto el estudio clínico como el desarrollo industrial.

En la siguiente clasificación se informa sobre la densidad de las mallas, otro factor que también determina la biocompatibilidad^{8, 66}.

Clasificación de Coda. El peso de la malla.

Coda⁶⁷ establece 4 grupos en función del peso, independientemente del tipo de malla (tabla 7). Previamente Cobb⁶⁸ aplicó los pesos para categorizar las mallas pero sin el objetivo de establecer una clasificación.

Característicamente las prótesis lightweight exhiben una disminución de la densidad del material, un aumento del tamaño del poro y una reordenación espacial de los filamentos, lo que induce una menor reacción a cuerpo extraño mejorando la elasticidad de la pared abdominal.

En un esfuerzo para mejorar la manejabilidad de estas prótesis, las prótesis lightweight pueden incorporar componentes absorbibles que les dotan de una mayor rigidez. Se forman así las denominadas prótesis híbridas. Con estas premisas, la casa comercial Ethicon® desarrolló la primera prótesis lightweight híbrida denominada Vypro® y posteriormente, Vypro II®. Fabricada a partes iguales de hilo de multifilamento de poliglactina absorbible e hilo multifilamento de PP. Debido a que el multifilamento de Vicryl® puede contribuir a aumentar la superficie y potencialmente aumentar

el riesgo de infección, Ethicon® desarrolló la siguiente generación de prótesis híbrida denominada Ultrapro® compuesta de PP y poliglecaptoprona 25 (Monocryl®). Este segundo componente se reabsorbe en 90 días y, al tener estructura de monofilamento, evita los riesgos del multifilamento de Vicryl®. Presenta un peso de 28 g/m² y poros de 5-4 mm.

Basándose en el análisis de 166 prótesis disponibles, Coda establecen una nueva clasificación basándose en el material con el que están manufacturadas (tabla 8).

| Tipo | Peso (g/m2) |
|---------------------------------------|-------------|
| Ultralight | ≤ 35 |
| Light | 35-70 |
| Standard | 70-140 |
| Heavy | ≥ 140 |
| Tabla 7. Clasificación de Coda | |

| Clase | Tipo material y capas | | |
|------------|--|---|--|
| Simple | Realizadas con un único material (PP, PTFEe. PU, PGA), misma textura en ambos lados, mono- o multifilamentosas, con o sin drogas | | |
| Composite | Dos o más diferentes capas una simple y el resto absorbible o no | 2ª capa no absorbible (ej.: PP, PTFEe, poliuretano) | 2ª capa absorbible (ej:C, C+PEG+Ce) |
| Combinada | Dos materiales tejidos juntos | No absorbibles (ej.: PP+ titanio) | Un filamento absorbible (ej.: PP+PGCA) |
| Biológicas | | | |

Tabla 8. Clasificación de Coda. (C: colágeno, Ce: celulosa, PGCA: poligrecaprona)

No obstante, la anterior clasificación por pesos de Coda tiene una serie de limitaciones: No aclara cómo se obtienen los límites de peso que establecen cada categoría; a pesar de que *light weight*

indica reducción del peso del material, no se diferencia si éste indica la lámina, el hilo o el trenzado de la malla y, finalmente, no se tienen en cuenta las denominadas mallas *composite*.

Debido a esto último, Deeken⁶⁹ establece una nueva clasificación que tiene en cuenta las mallas que incorporan sistemas de “barrera” que las hacen aptas para la interfase peritoneal, independientemente del peso de las mismas.

Clasificación de Deeken⁶⁹. Las mallas Composite.

Para los grandes defectos parietales se han diseñado las *mallas composite o compuestas* también denominadas prótesis *con barreras físicas y/o químicas*.

Su diseño se basa en la aposición de dos biomateriales⁷⁰ unidos por un procedimiento de termosellado. El primero suele ser una malla reticular de PP o de PE que aporta las características de integración tisular y resistencia a la tracción⁷¹. El segundo componente está destinado a la interfaz peritoneal y puede ser de naturaleza física, como una malla de PTFE-e[®] (Composix[®]) o química, como el polietilenglicol (Parietex Composite[®]) y el ácido hialurónico (Sepramesh[®]).

Como vemos ninguna clasificación es superior a la otra, por ello Klinge⁷² plantea otro intento de sistematización que incluye las características del poro y las nuevas conformaciones.

Clasificación de Klinge⁷². De nuevo el poro.

Se presta atención a los conceptos de porosidad textil y porosidad efectiva (tabla 9).

Se trata de una clasificación muy práctica ya que como expone el autor, se puede establecer una relación con las complicaciones clínicas, como se aprecia en la tabla 10, de modo que de nuevo apreciamos que el tamaño del poro determina la biocompatibilidad, de manera que el poro pequeño induce un efecto deletéreo en la infección y recurrencia.

Las mallas: Biomateriales, Clasificaciones y Biocompatibilidad

| | | | | |
|------------------|-----------------------|---|----------------------------|--|
| Clase I | Poros grandes | Porosidad textil $\geq 60\%$ | Porosidad efectiva $> 0\%$ | Monofilamento Multifilamento Mezcla de estructura o polímero |
| Clase II | Poros pequeños | Porosidad textil $< 60\%$ | Porosidad efectiva nula | Monofilamento Multifilamento Mezcla de estructura o polímero |
| Clase III | Conformación especial | Mallas porosas con sistema de barreras | | |
| Clase IV | Con película | Incorporan una película sin porosidad o poro submicrónico o perforado | | |
| Clase V | Conformación en 3D | Mallas preformadas (recortadas, forma de cono, etc.) | | |
| Clase VI | Biológicas | No se diferencia si son absorbibles, sintéticas o naturales | | |

Tabla 9. Clasificación de Klinge.

| | Infección % | Dolor % | Recurrencia% |
|------------------|--------------------|----------------|---------------------|
| Clase I | 19 | 11 | 31 |
| Clase II | 56 | 65 | 48 |
| Clase III | - | - | - |
| Clase IV | 7 | 5 | 5 |
| Clase V | 19 | 19 | 16 |

Tabla 10. Clasificación de Klinge, complicaciones

Para completar la descripción de las mallas disponibles tenemos que asociar las prótesis de última generación, naturales, y las que incorporan factores de crecimiento, no contempladas previamente. Dentro de las primeras se dispone un material reabsorbible derivado de la submucosa porcina (Surgisis®). Su mecanismo de acción es servir de soporte para la invasión celular en los tejidos receptores. También disponemos de biomateriales capaces de transportar factores de crecimiento implicados en la respuesta inflamatoria y en la angiogénesis⁷³.

Clasificación de Bellón. Aplicaciones clínicas.

Para finalizar el capítulo de las clasificaciones hay que resaltar que las comentadas no aportan datos sobre la indicación clínica, por lo que, el clínico no puede inferir en qué tipo de tejido puede ser implantada cada malla. El profesor Bellón¹² propone una nueva clasificación de las prótesis para obviar este problema (tabla 11).

| Tipo | Comportamiento | Biomaterial | Uso |
|-------------|-----------------------------|-------------------|-------------------------------------|
| Reticulares | No absorbibles | PP, PE | Interfaz tejido-tejido |
| | Parcialmente absorbibles | PP/PG 910, PP/PGr | |
| | Absorbibles | PL, PG | |
| Laminares | No absorbibles | PTFEe, S, PU | Interfaz peritoneal |
| | Absorbibles | SIC | |
| Compuestas | No absorbibles | PP/PTFEe, PP/PU | Tejido-tejido Peritoneo visceral |
| | Con componentes absorbibles | PE/ PEG | |
| | | PP/AH | |
| | | PP/PD/C | |

Tabla 11. Clasificación clínica de Bellón.

(PG: poliglactín, PGr: poligrecaprona, PL: poliláctico, PU: poliuretano SIC: submucosa intestino cerdo, PEG: polietilénglicol, AH: Ac hialurónico, PD: polidioxanona, C celulosa)

Las mallas: Biomateriales, Clasificaciones y Biocompatibilidad

Correlaciona la estructura espacial con el comportamiento biológico y mecánico en el huésped quirúrgico y establece unas recomendaciones sobre el uso quirúrgico de cada una de ellas, aconsejando en qué interfaz deben ser implantadas (ver tabla 11).

Para finalizar esta revisión, no haremos mención a las prótesis construidas exclusivamente con biomateriales reabsorbibles, ya que no deben ser utilizadas en la cirugía de las hernias de la pared abdominal porque se ha demostrado que tras su absorción el porcentaje de eventraciones es del 100%⁷⁴, si bien pueden ser usadas como cierre temporal de la pared abdominal⁷⁵.

A continuación estudiaremos la interacción de las prótesis con el huésped receptor; es decir, la biocompatibilidad.

C. Biocompatibilidad. Reacción inflamatoria, resistencia a las infecciones y propiedades biomecánicas

El rápido desarrollo tecnológico y terapéutico de la utilización de las prótesis ha sido paralelo al progresivo conocimiento de las interacciones entre las prótesis y el huésped. Como sabemos, todo material extraño implantado en un ser vivo origina una serie de reacciones inflamatorias e inmunológicas que tratarán de aislarlo y rechazarlo en última estancia. Estos hechos definen su *biocompatibilidad* determinada por factores dependientes del huésped y de las características propias del material.

Por parte del huésped se invocan los procesos de degradación físicos y químicos, la resistencia a las infecciones y los fenómenos de superficie del material que inducen la respuesta inflamatoria.

Con respecto a las prótesis la biocompatibilidad viene definida por su toxicidad local, la antigenicidad y la carcinogenicidad. A este respecto, Scales⁷⁶ definió a mediados del siglo XX las características del biomaterial ideal, vigentes aún en día, por lo que por su importancia reproducimos en la tabla 12.

| Características presentes | Ausentes |
|--|--|
| Químicamente inerte | Modificarse con los fluidos biológicos |
| Resistir las deformaciones mecánicas | Reacciones inflamatorias |
| Fabricarse en la forma requerida | Reacciones de cuerpo extraño |
| Bajo coste | Reacciones alérgicas |
| Esterilizable | Carcinogénico |
| Tabla 12. Características del material ideal según J.T.Scales | |

Para la cirugía herniaria hay que introducir el concepto de *prótesis idónea*, que suma a las características anteriores una serie de propiedades que la hacen adecuada para la técnica quirúrgica⁷⁷,⁷⁸ (tabla 13).

Las mallas: Biomateriales, Clasificaciones y Biocompatibilidad

| | |
|---|---|
| Elasticidad multidireccional | Visibilidad de tejido subyacente |
| Flexibilidad | Características bordes no cortados |
| Memoria | Aspereza de la superficie |
| Adaptabilidad | Respuesta al corte: no deshilachamiento |
| Porosidad | Respuesta a la aguja: penetración y retención |
| Resistencia a las infecciones | Coste adecuado |
| Tabla 13 Características que deben estar presentes en las mallas | |

El concepto de biocompatibilidad comprende la reacción inflamatoria ocasionada, la resistencia a las infecciones y las propiedades biomecánicas. Seguidamente repasaremos cada uno de estas áreas incidiendo en la última.

C.1 Las Prótesis y la respuesta inflamatoria.

El procedimiento quirúrgico de implantación de una prótesis induce una respuesta metabólica para mantener la homeostasis del medio interno. Esta respuesta se da a nivel de las interacciones con la sangre y con el tejido receptor donde se implanta el material. Para llevarla a cabo se necesita la actuación de una cantidad importante de mediadores que incluyen sustancias quimiotácticas y factores de crecimiento que median diversas funciones celulares como la activación, proliferación y producción de proteínas.

Las mallas quirúrgicas son materiales física y químicamente inertes, estables, no inmunogénicas y no tóxicas. Sin embargo, no son biológicamente inactivas, de hecho, todos los estudios clínicos y experimentales han revelado que inducen una típica reacción de cuerpo extraño independientemente del tipo de malla que consideremos^{79, 80} cuyo objetivo es aislar el cuerpo extraño, la malla, de los tejidos del huésped, ya que el organismo se ve incapacitado para eliminarlo.

La pregunta crucial es *por qué se produce esta reacción*, si como sabemos las mallas son inertes y no inmunogénicas. Una importante hipótesis es que esta reacción se desencadena por el efecto Vroman⁸¹, que consiste en que la carga eléctrica de la superficie de los polímeros induce la unión de proteínas de bajo peso molecular, en particular albúmina, que progresivamente son sustituidas por proteínas de elevado peso molecular como fibrinógeno e inmunoglobulinas. Finalmente, éstas también son reemplazadas por proteínas de mayor peso molecular como cininógeno y moléculas de la matriz extracelular⁸² (tabla 14).

| Interacciones sangre-biomaterial | Interacciones tejido-biomaterial |
|---|------------------------------------|
| Absorción de proteínas | Formación de tejido de granulación |
| Activación del complemento | Adhesión tisular |
| Activación de la coagulación | Crecimiento tisular |
| Fibrinólisis | Fibrosis |
| Activación de plaquetas | |
| Adhesión de leucocitos | |
| Tabla 14. Reacciones locales en el paciente | |

Secundariamente a estos hechos, las proteínas sufren cambios conformacionales que promueven una variedad de reacciones locales que conducen a la evolución de la respuesta tisular inflamatoria.

La unión de la proteínas al biomaterial puede convertirlo en inmunogénico lo que induce la formación de anticuerpos y la unión de IgG o IgM⁸³. Los complejos antígeno-anticuerpo pueden activar el sistema del complemento tanto por la vía clásica como la alternativa promoviendo diversas acciones quimiotácticas: el C3a activa a los macrófagos para sintetizar Interleukina-I; C5a y C3b inducen la acumulación y agregación de células fagocíticas, leucocitos, y macrófagos en la superficie del polímero, finalmente, C5a induce la activación y liberación de metabolitos derivados del oxígeno, enzimas lisosómicas y diversas interleucinas.

El sistema de la coagulación y fibrinólisis también se ve activado tanto por la unión de las proteínas como por la carga negativa de la superficie del biomaterial. La activación de este sistema por polímeros se produce mediante el sistema de contacto del plasma sanguíneo. Inicialmente se necesita la carga negativa de la superficie del polímero para inducir la unión de los factores XII, XI, preKalikreína y cininógeno⁸⁴.

Todos estos eventos metabólicos nos sirven para comprender la respuesta tisular tras el implante de una malla quirúrgica y explican a nivel molecular las siguientes reacciones tisulares en el tejido receptor:

- Respuesta inflamatoria aguda.
- Respuesta inflamatoria crónica.
- Reacción de cuerpo extraño con el desarrollo de tejido de granulación.
- Fibrosis.

A continuación se expondrán brevemente estos acontecimientos fisiológicos^{79, 84, 85}.

Inmediatamente tras el implante quirúrgico acontecen una serie de cambios en el flujo, calibre y permeabilidad vascular. Mediante el proceso llamado exudación, proteínas y células sanguíneas escapan del sistema vascular hacia el tejido dañado por la cirugía. Los factores quimiotácticos promueven la invasión de neutrófilos y monocitos. Entre estos factores encontramos las linfoquinas, fibronectina, factores plaquetarios, leucotrienos y fragmentos bacterianos, si sobreviene una infección.

El tipo celular predominante depende del momento temporal en que nos encontremos tras la cirugía. Inicialmente predominan los neutrófilos, tras unos días estos son reemplazados por monocitos. Estas células provienen del torrente vascular y se diferencian en macrófagos a nivel local,

células que presentan una vida media de varios meses. Los macrófagos pueden ser vistos en el implante en las primeras 24 horas.

En la fase de respuesta inflamatoria crónica el principal mecanismo de daño tisular en el implante es la fagocitosis lo que promueve la activación de macrófagos en coordinación con el complejo mayor de histocompatibilidad. Esta activación envuelve la adhesión al polímero y la secreción a nivel del implante de unas 100 moléculas de peso molecular muy variado (desde el anión superóxido de bajo peso molecular a grandes compuestos como la fibronectina).

Sobre el macrófago pivota la biocompatibilidad del biomaterial. No sólo estimula la coagulación, fibrinólisis y sistema del complemento sino que además, produce mediadores, como el factor de crecimiento plaquetario, que estimulan la síntesis proteica y la proliferación de otros tipos celulares, como fibroblastos y células endoteliales que constituirán el tejido de granulación.

Los estudios de adhesión celular han presentado que los monocitos, macrófagos y células gigantes a cuerpo extraño, son los elementos celulares más numerosos que se unen a la superficie del biomaterial y a la interfase malla-tejido. La célula gigante a cuerpo extraño caracteriza el desarrollo de la respuesta tisular de granulación a cuerpo extraño⁸⁶. Su desarrollo no está plenamente establecido aunque se piensa que el hecho fundamental es la fusión de monocitos y macrófagos estimulada por el contacto físico con el polímero combinado con la acción de diversas citokinas como TNF-alpha, Interleukina 4 o IFN gamma. No obstante, en el lecho quirúrgico pueden ser vistos otros tipos celulares como linfocitos T y B, eosinófilos y fibroblastos, entre otros.

Con el tiempo adquieren importancia los fibroblastos con la formación de colágeno y mucopolisacáridos, con la consecuente disminución de las células proinflamatorias y neoangiogénesis, dando lugar a un tejido fibroso.

Inicialmente el colágeno predominante es el de tipo III sintetizado en presencia de células inflamatorias⁸⁷. Posteriormente es reemplazado por colágeno de tipo I que es más estable y con un nivel de organización tisular más elaborado. Se sabe que una adecuada relación tipo I/III mejora la biocompatibilidad del biomaterial^{88, 89}.

Finalmente hay que resaltar que la respuesta inflamatoria crónica no es estática sino que se presenta como una herida crónica con un elevado recambio celular, incluso años después del implante, donde la apoptosis origina un continuo reemplazo celular⁹⁰.

Para que todo este proceso tenga un buen final son necesarias unas condiciones mecánicas estables y unos micromovimientos entre la malla y el tejido. También depende de la estructura tridimensional (reticular vs laminar) de la densidad y del tamaño del poro. Por tanto debemos analizar todos estos factores que modulan la biocompatibilidad de las prótesis.

Estructura tridimensional y biocompatibilidad.

Desde los trabajos de Arnaud⁹¹ en 1977 sabemos que las prótesis macroporosas se incorporan rápidamente al tejido conectivo, ya que las dimensiones de los poros facilitan la penetración de los elementos celulares. Por contra, las prótesis microporosas⁹² provocan la formación de un tejido conjuntivo que se dispone paralelo a la prótesis sin penetrar en ella lo que provoca que la malla no se incorpore sino que se encapsula o enquistas.

En esta línea, el profesor Bellón presenta una serie de trabajos experimentales muy interesantes en los que se estudian la diferente respuesta inflamatoria inducida por las mallas reticulares y las laminares^{93, 94, 95, 96, 97}.

Las mallas reticulares inicialmente están rodeadas por un tejido cicatricial laxo y altamente vascularizado con las fibras de colágeno dispuestas desorganizadamente alrededor de los filamentos de PP. Las células características de este periodo son monocitos y macrófagos. Progresivamente aparecen los fibroblastos y desaparecen las células de reacción a cuerpo extraño lo que induce una reordenación tisular junto con una importante angiogénesis.

Finalmente, a los tres meses tras el implante la prótesis está totalmente integrada en un tejido cicatrizal extenso y compacto. Sobreviene así mismo una gran formación de adherencias entre la malla y las vísceras abdominales, apreciando zonas de hemorragia y necrosis que pueden dar lugar a depósitos de fibrina que son el embrión para la formación de bridas.

En cambio, la reacción de cuerpo extraño de las mallas laminares es más lenta así como la neovascularización, apreciándose el depósito del colágeno a partir del 60 día postquirúrgico. El tejido neoformado se dispone periprotésicamente de manera ordenada con fibras paralelas a la superficie de la prótesis. A los 90 días las dos superficies, subcutánea y visceral están rodeadas por un tejido de estructura muy organizada en el que la mayoría de las células son fibroblastos. Característicamente las células no colonizan toda la superficie de la prótesis sino que se limitan a un tercio del área de la misma respetando la zona central.

La mesotelización o formación del neoperitoneo se produce más rápidamente que en las prótesis reticulares⁹⁸. Este hecho posibilita que las adherencias abdominales sean escasas o muy lábiles. A diferencia de las mallas reticulares, estas bridas se limitan a las zonas de anclaje.

Debido al proceso de encapsulación y a la menor permeabilidad, el riesgo de seromas en este tipo de mallas es mayor. Este hecho es muy importante, ya que estas colecciones pueden ser el origen de una infección posterior.

La respuesta macrofágica es similar en todos los tipos de implantes. El máximo recuento es a los 14 días para ir disminuyendo progresivamente hasta los 90 días. No obstante, la presencia de estas

células a los tres meses sugiere que el proceso de integración de las mallas, tanto reticulares como laminares, aún no ha acabado al término de este periodo de tiempo.

Es interesante subrayar que la respuesta inflamatoria inducida por el PTFE-e es independiente del tejido donde se ancle⁹⁹. De hecho, las prótesis vasculares de este material inducen una respuesta inflamatoria similar, salvo que en vez de un neoperitoneo se forma un neoendotelio liso y organizado.

La tabla nº 14 resume los principales hallazgos del grupo de Bellón en los dos tipos principales de prótesis.

| | Reticulares | Laminares |
|---|--------------------------|-----------------------------|
| Integración tisular | Importante | Menos intensa |
| Tejido cicatricial | Estructura desorganizada | Muy organizado |
| | Integra la prótesis | Encapsula la prótesis |
| Reacción granulomatosa a cuerpo extraño | Penetra los intersticios | No penetra los intersticios |
| Tabla 15. Características de las prótesis según Bellón | | |

Para concluir, Bellón^{99, 100} demuestra que la estructura espacial del biomaterial es la que modula la respuesta inflamatoria y no las características fisicoquímicas del material. Para este investigador la porosidad de la prótesis es el factor definitivo en el desarrollo del proceso cicatricial y es la principal variable que determina la distinta respuesta observada, con lo que también está de acuerdo Greca¹⁰¹.

Densidad, tamaño del poro y biocompatibilidad.

Actualmente sabemos que la densidad de la malla también es un factor determinante de la biocompatibilidad^{80 101}. Las mallas LW provocan una menor respuesta a cuerpo extraño, una menor respuesta macrofágica y menor proporción de células T y mastocitos¹⁰². Además, tanto la proporción de fibroblastos como la cantidad de fibras de colágeno depositadas en la matriz extracelular es significativamente menor. No obstante, a nivel peritoneal inducen una respuesta adherencial intensa lo que contraindica su utilización en esta interfase tisular¹⁰³.

El tamaño del poro también determina la biocompatibilidad¹⁰⁴. Característicamente en las mallas LW el poro queda integrado por una red floja de fibrosis perifilamentosa con tejido graso que los rellena. En contraste con las mallas HW, se forman granulomas perifilamentosos y tejido de

cicatrización que puentean todo el “vacío” del poro, es lo que se denomina “fibrosis puente” que contribuye al empeoramiento de la elasticidad del material.

Estos hechos determinan que las mallas LW induzcan menos rigidez y aumenten la elasticidad de la pared abdominal. El grupo de Klinge^{105, 106} establece que los poros con tamaños inferiores a 600-800 μm promueven la fibrosis puente mientras que los poros de al menos 1000 μm evitan este efecto y promueven una cicatrización más fisiológica.

Finalmente Lake¹⁰⁷ encuentra que la forma del poro también determina la reacción fibrosa, de modo que los hexagonales provocan una reacción fibrosa más intensa que los cuadrados o en diamante.

Otro factor influyente en la actividad inflamatoria en la interfase malla tejido, es la superficie o área de contacto entre la malla y el tejido hospedador. A este respecto, el grupo de Klinge¹⁰⁶ expone que los filamentos con diámetros finos (igual o superior a 5/0) provocan unos granulomas de menor grosor que en los hilos más gruesos (igual o inferior a 4/0) independientemente del tipo de polímero. Además, las mallas con multifilamentos exhiben un aumento de la actividad inflamatoria con respecto a las tejidas con monofilamentos.

Para finalizar, hay que decir que el tipo de reacción inflamatoria determina el proceso de reducción de tamaño o *shrinkage* que tiene lugar en todos los tipos de prótesis^{15, 108}. Este hecho se ha comprobado tanto en modelos experimentales como clínicos^{109, 110} y se ha comprobado que afecta más a las prótesis reticulares que a las laminares.

Estos mismos hechos se han puesto de manifiesto en modelos clínicos en los que el seguimiento de la retracción de las mallas se realiza por medio de radiografías seriadas con testigos metálicos. Así, Vega Ruiz¹¹⁰ demuestra una reducción del 34% a los doce meses del implante de prótesis de PP en eventraciones de la línea media, independientemente de la interfaz donde se aloje la malla.

C.2 Las Prótesis y la infección

La infección postimplante representa una catastrófica complicación que en la corrección de las grandes eventraciones puede representar el 10% de los casos. Se sabe que la respuesta frente a la infección es dependiente del tipo de prótesis¹¹¹, por lo que la estudiaremos por separado.

Con respecto a las mallas reticulares de PP se observa que los gérmenes se adhieren a los filamentos, especialmente en las zonas de intersección, donde la superficie expuesta es mayor. Característicamente, la invasión bacteriana no altera la estructura espacial de la malla¹¹².

En este tipo de mallas se han descrito la formación de *biofilms*. Se tratan de microcolonias de gérmenes altamente organizadas que exhiben una protección frente a los macrófagos e incluso, una resistencia a los antibióticos¹¹³. Estas estructuras permiten a los gérmenes encontrarse en estado silente hasta que una disminución de defensas en el receptor provoca la replicación bacteriana y consecuente infección. Por tanto, explican la aparición de infecciones tardías, incluso años después del implante, cuya única solución pasa por la retirada quirúrgica de la prótesis.

Otra característica del polipropileno es que a veces sólo se coloniza una pequeña parte de la prótesis, estando el resto indemne. Esto permite realizar exéresis parciales de la malla, fácilmente identificable ya que estas áreas no se integran en el tejido y explica que no se altere las propiedades biomecánicas aún en presencia de colonización bacteriana¹¹⁴.

Sin embargo, en las prótesis laminares el hecho de tener poros de tamaño inferior facilita la colonización de las bacterias impidiendo la entrada de células con capacidad bactericida por su mayor tamaño¹¹⁵. Estos hechos explican que estas prótesis tengan mayor tendencia a cronificar la infección quirúrgica, lo que obliga a retirarlas sistemáticamente en caso de presentarse esta complicación.

Un dato muy interesante, aportado por el grupo de Bellón, es que la infección no altera el comportamiento biomecánico de las mallas de PP y PTFE-e¹¹⁶. Sin embargo, en las mallas biológicas la resistencia a la tracción y el módulo de elasticidad se afectan negativamente en presencia de infección¹¹⁷.

C. 3. Las prótesis y sus propiedades biomecánicas.

El objetivo al implantar una prótesis, bien como refuerzo o como sustitución de la pared abdominal, no es sólo disminuir al máximo la posibilidad de recidivas, sino también recuperar la pared abdominal en unas óptimas condiciones fisiológicas. A este respecto sabemos, por lo comentado en el capítulo dedicado a la pared abdominal, que para que ésta realice sus funciones adecuadamente exhibe dos condiciones biomecánicas *princeps*: *resistencia a la tracción*, que impide la rotura del tejido (tensión de rotura) y la *elasticidad*, que permite la correspondiente contracción y relajación muscular.

De esta manera, cualquier método de cierre de la pared abdominal debe poseer dos características biofísicas principales:

- Resistencia a la tracción de al menos 16 N /cm para evitar la rotura.
- Elasticidad para esa resistencia entre un 12 y 32 %. La intensa reacción cicatricial desarrollada por las prótesis, puede hacer que la pared sea más rígida, lo que motivará dolor postoperatorio e importante alteración de la calidad de vida.

A continuación estudiaremos si las propiedades mecánicas de las mallas se adecúan a estos requisitos. Primeramente veremos el comportamiento en materiales nativos, mediante estudios *in vitro* y, posteriormente, en modelos experimentales *in vivo*. En estos últimos estudiaremos cómo la cicatrización modifica las condiciones biomecánicas.

C.3.1 Aspectos mecánicos de las mallas nativas.

Las mallas son biomateriales que están manufacturados mediante técnicas usadas en la confección textil.

El acceso al conocimiento de las variables físicas que definen las mallas es difícil para la mayoría de los clínicos por cuanto la industria no las da a conocer. En este sentido hay que subrayar que, paradójicamente, el estudio biomecánico de las prótesis es posterior al desarrollo industrial de las mismas.

Los parámetros físicos que las definen y que interesa analizar son los que se aprecian en la tabla nº 16¹¹⁸.

| Parámetros físicos | Parámetros mecánicos |
|---------------------------------------|----------------------------|
| Peso de la malla (g/m ²) | Rigidez a la flexión |
| Proporción de los poros (%) | Fuerza max. de rotura |
| Superficie textil por cm ² | Fuerza rotura de la sutura |
| | Resistencia a la tracción |
| | Elongación a 16 N/cm (%) |

Tabla 16. Propiedades de las mallas.

En el laboratorio se utilizan fundamentalmente dos tipos de pruebas mecánicas para medir estas variables, aunque la ausencia de estandarización, tanto en las pruebas como en la terminología, dificulta la comparación de resultados¹¹⁹:

El test más clásico es el *tensiométrico uniaxial*, en el que una tira o probeta de material es traccionada para medir la fuerza máxima de rotura tanto en el eje vertical como horizontal (ver anexo, diccionario). También es válido para calcular la fuerza de rotura de la sutura con que se ancla la malla. Asimismo este test puede ser utilizado para valorar el comportamiento anisotrópico de las mallas, para lo que se estudian tiras de material cortadas en diferentes ejes del espacio.

La prueba denominada *a compresión* (ver anexo, diccionario) consiste en aplicar una carga mediante un útil circular que incide verticalmente sobre el objeto a estudiar. Comparando la presión ejercida hasta la rotura de la prótesis sobre el perímetro de la malla podemos cotejar la resistencia a la compresión de la pared con la de las mallas. Mediante esta prueba también es posible apreciar el tipo de rotura de la malla: si es circular, siguiendo la silueta del sello, implica un mayor comportamiento isótropo; por el contrario si se rompe de forma irregular afectando sólo a un arco de

circunferencia, significa que es anisótropa y que se han creado zonas que soportan mayor tensión que dan lugar a la rotura.

Los resultados obtenidos en estos test por el grupo de Schumpelick¹¹⁸ (tabla 16) muestran que las prótesis *in vitro* presentan unos valores sobredimensionados con respecto a los requerimientos fisiológicos, sobrepasando con creces la tensión de rotura expresada por la pared abdominal (16 N/cm). Además presentan una marcada asimetría con resultados muy desiguales en las dos direcciones espaciales estudiadas (vertical y horizontal). Se establece de esta forma, un *eje elástico* y un *eje rígido* definiéndolas, por tanto, como materiales anisótropos.

| Nombre comercial | | Mersilene® | Marlex® | Prolene® | Vypro® |
|---|------------|----------------|---------------|---------------|----------------|
| Biomaterial | | PE | PP | PP | PP+PG |
| Tipo filamento | | Multifilamento | Monofilamento | Monofilamento | Multifilamento |
| Peso (g/m²) | | 39,5 | 95,09 | 108,5 | 56,64 |
| Proporción poro % | | 89,78 | 85,26 | 83,2 | 90,77 |
| Superficie textil por cm²(mm²) | | 0,1 | 1,3 | 1,5 | 0,4-1 |
| Resistencia a la tracción (N/5cm) | Vertical | 205 | 432 | 597 | 387 |
| | Horizontal | 101 | 567 | 767 | 63 |
| Rigidez a la flexión (N/100 cm²) | Vertical | 0,4 | 34,7 | 6,7 | 6,6 |
| | Horizontal | 0,1 | 134,4 | 12,9 | 2,0 |
| Rotura de sutura (N) | Vertical | 15,2 | 57,2 | 57 | 29,6 |
| | Horizontal | 5,5 | 55,8 | 74,6 | 29 |
| Compresión con sello/por el radio de contacto (N/cm) | | 19,5 | 58,8 | 90,9 | 31,9 |
| Elongación a 16 N/cm (%) | | 15,8 | 13,7 | 6,9 | 15,8 |
| Tabla 17. Estudio <i>in vitro</i> de diversas mallas según Schumpelick | | | | | |

En el ensayo *a compresión* con sello se observa que las mallas presentan una rigidez excesiva con respecto a la tensión fisiológica de la pared.

Junge³ con el objetivo de comparar la elasticidad natural de la pared con la de las mallas, mide la elasticidad de la pared abdominal exhibida por muestras procedentes de cadáver (tabla 18) y las confronta con las que muestran diversas mallas nativas. Para ello, aplica un test de compresión desde 2N hasta 24N en las muestras de cadáver, mientras que en las mallas este test se lleva hasta la rotura.

| | Hombres | Mujeres |
|-------------------|---------|---------|
| Vertical | 23±7 | 32±17 |
| Horizontal | 15±5 | 17±5 |
| Oblicuo | 14±6 | 12±5 |

Tabla 18. Elasticidad de la pared abdominal

Los resultados se exponen en el gráfico 4. Observamos que todas las mallas, excepto Vypro PP[®] (sólo se compone de PP), son más rígidas que los requerimientos elásticos de la pared abdominal en el eje vertical (elasticidad fisiológica en este eje de 23±7%)⁴.

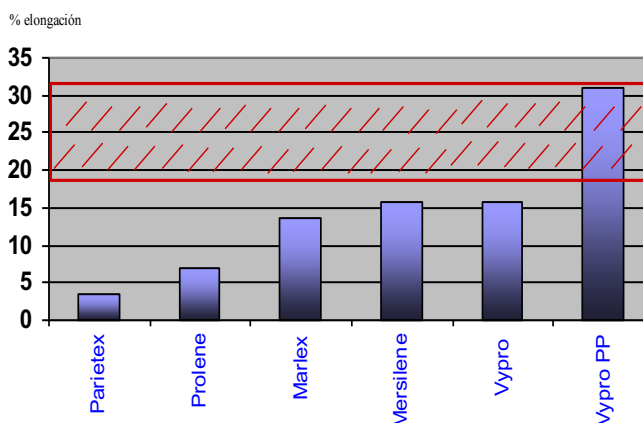


Gráfico 4. Elongación fisiológica de la pared en el eje vertical (rectángulo rojo) y % de elongación de las mallas a 16 N

Klinge⁶⁶ también analiza el comportamiento de mallas HW versus LW mediante el test *tensiométrico uniaxial y de compresión* con sello con la tensión de rotura fisiológica de 16 N/cm. En los dos tipos de mallas observamos que la máxima resistencia a la tracción es muy superior a la fisiológica. La malla LW presenta una retención de la sutura inferior, probablemente debido al efecto corte de la sutura sobre los poros más grandes. La elasticidad de la prótesis LW es el doble de la expresada por la HW (tabla 19).

| | | HW | LW |
|---|------------|----|----|
| Fuerza rotura de sutura (N) | Vertical | 57 | 50 |
| | Horizontal | 75 | 64 |
| Max resistencia a la tracción (N) | Vertical | 60 | 30 |
| | Horizontal | 77 | 29 |
| Max resistencia, con sello (N/cm) | | 91 | 40 |
| Elasticidad a 16 N con sello (%) | | 7 | 14 |
| Tabla 19. Comparativa de mallas HW vs LW | | | |

Cobb¹²⁰ compara, mediante un test de compresión con sello, la fuerza de rotura de la pared abdominal de cerdos con diferentes mallas nativas de distinto peso. Se corrobora la excesiva resistencia de los biomateriales, sobre todo de la malla de alta densidad Marlex®, que exhibe cinco veces los requerimientos de la pared abdominal (tabla 20).

| | Pared abdominal | Marlex | Prolene soft | Ultrapro |
|---|-----------------|--------|--------------|----------|
| Fuerza de rotura N | 232 | 1165 | 558 | 812 |
| Tabla 20. Comparativa con la pared abdominal | | | | |

Para concluir esta sección, debemos añadir que las propiedades de resistencia y elasticidad no bastan para predecir la estabilidad del implante, de modo que tenemos que referirnos a una tercera propiedad que cada vez tiene mayor importancia: el comportamiento anisótropo de las mallas. Este patrón de respuesta mecánica significa que las propiedades materiales son distintas según el eje de ortotropía que consideremos (en el caso de las mallas nos referiremos a dos ejes, normalmente perpendiculares entre si).

Saberski¹²¹ fue uno de los primeros investigadores en analizar esta propiedad, de hecho definió un índice para categorizar la anisotropía de las mallas, basado en el cálculo del módulo de elasticidad de dos ejes de ortotropía. Estableció que las mallas reticulares poseen distintos grados de anisotropía, mientras que la mallas laminar analizada presenta una respuesta isótropa.

Esta propiedad depende de la conformacion espacial de la malla así como del peso y tamaño del poro, de manera que Hernandez Gascón¹²² demuestra que las mallas de alta densidad y pequeño poro presentan un comportamiento más isótropo que el resto.

A la vista de estos estudios podemos definir que:

- Las mallas disponibles en el mercado tienen unas propiedades físicas *in vitro* sobredimensionadas para los requerimientos fisiológicos de la pared abdominal.
- Presentan una elasticidad menor que la requerida por el abdomen.
- Exhiben un marcado comportamiento anisótropo.

Estas características textiles y mecánicas nos presentan sólo una orientación del comportamiento clínico al implantarlas en un ser vivo. Por lo que, a continuación, nos centraremos en las propiedades biomecánicas *in vivo* resultantes de la integración y formación del tejido cicatricial.

C.3.2 Aspectos biomecánicos de las mallas *in vivo*

Vistas las características mecánicas de las mallas, en esta sección estudiaremos cómo la cicatrización puede influir en el comportamiento biomecánico de las mallas modificando las características de las mallas “*desnudas*” previamente comentadas¹²³.

Teóricamente la resistencia mecánica del conjunto malla-tejido debe soportar al menos la carga fisiológica de 16 N/cm, calculada por Schumpelick, para impedir la rotura y, por ende, la recidiva herniaria. Este hecho es de suma importancia a nivel de la IMT por cuanto es la zona donde se producen la gran mayoría de las recidivas herniarias^{66, 120}.

También nos interesa analizar la elasticidad que exhibe la pared abdominal tras la reparación protésica ya que, si esta queda alterada, tendremos una pared abdominal disfuncional¹²⁴.

Los estudios centrados en el periodo postoperatorio inmediato están realizados y validados en animales de experimentación.

Estos modelos aplican los test tensiométricos *uniaxiales y de compresión con sello* ya conocidos, para evaluar la estabilidad mecánica de la propia malla y de la IMT. También se desarrollan pruebas de *estereografía tridimensional in vivo* para cuantificar la elasticidad de la pared abdominal tras el implante.

Nuestro análisis se llevará a cabo siguiendo los siguientes puntos de interés:

C.3.2.1. Análisis biomecánico *in vivo* de la *resistencia a la rotura* de los distintos tipos de prótesis y evolución temporal tras el implante.

C.3.2.2. Análisis *in vivo* de la *elasticidad*.

C.3.2.1. Análisis biomecánico *in vivo* de la *resistencia a la rotura* según distintos tipos de prótesis y evolución temporal tras el implante.

Los estudios comparativos entre prótesis pertenecientes a un mismo tipo de conformación (reticular o laminar) demuestran que no existen diferencias mecánicas significativas, ya que ofrecen unos valores de resistencia a la tracción en la IMT similares⁵.

Sin embargo, si comparamos las mallas reticulares con las laminares, las primeras ofrecen una mayor resistencia a la tracción^{85, 93, 125}, probablemente debido a que la colonización celular ocurre en los bordes del implante del PP y no en las de PTFE-e. Además, la evolución de la resistencia a la tracción aumenta significativamente desde los 30 a los 90 días tras el implante

Desde otro punto de vista, Bellón⁹⁹ analiza dos conformaciones distintas realizadas con el mismo tipo de polímero. Llega a la conclusión que la malla con urdimbre reticular ofrece una mayor

resistencia en la zona de anclaje que la laminar. Por tanto, es la estructura de la malla, es decir, su conformación espacial o urdimbre, la que determina el comportamiento mecánico y no la naturaleza del polímero con la que esté conformada.

Cobb¹²⁰ estudia el comportamiento mecánico de tres mallas diferentes según su densidad, implantadas como sustitución o como refuerzo de la pared, a los 5 meses tras el implante en un modelo de cerdo utilizando un test de compresión (tabla 21). Al comparar las prótesis nativas con las explantadas observamos que todas exhiben unos valores de resistencia suprafisiológico (considera que la fuerza de rotura de la pared abdominal nativa es de 232 N). Comprueba que la cicatrización no es un factor que determine un aumento significativo de la fuerza de rotura en Marlex® y Prolene soft®. Además, observamos que la reparación con malla Ultrapro® disminuye esta variable, probablemente debido a la reabsorción de la poliglecaprona.

| | Marlex® | | Prolene soft® | | Ultrapro® | |
|-----------------------------|----------------|----------|----------------------|----------|------------------|----------|
| Fuerza de rotura (N) | Nativa | Explante | Nativa | Explante | Nativa | Explante |
| | 1165 | 1218 | 558 | 590 | 812 | 576* |

Tabla 21. Fuerza de rotura de Cobb. (*p < 0,001)

Por tanto, para este autor la resistencia a la rotura está determinada por la configuración de la malla y el proceso cicatricial empeora las resistencia en la mallas LW.

Asimismo, analiza la carga de rotura en probetas tejido-malla apreciando que no existe diferencias significativas según consideremos el sitio anatómico de colocación de la malla (tabla 22)

| | Marlex | Prolene soft | Ultrapro |
|----------------------|---------------|---------------------|-----------------|
| Preperitoneal | 1333 | 548 | 613 |
| Refuerzo | 1113 | 644 | 512 |

Tabla 22. Test compresión, fuerza de rotura (N)

El grupo de Klinge⁶⁶ también compara el comportamiento de una malla HW versus LW en un modelo animal con tiempos de observación desde los 3 a los 90 días tras el implante. Se realizan test axiales para valorar la IMT y las mallas explantadas aisladas sin tejido.

Sus datos revelan que la rotura en el ensayo se produce siempre en la IMT. Esta alcanza su estabilidad frente a la tracción entre las 2 y 3 semanas tras el implante. En este momento la resistencia a la tracción en la IMT es de 7,9-10,1 N/cm para la HW y 10,9-8 N/cm para la LW, valores inferiores al valor fisiológico de 16 N/cm de la pared abdominal virgen.

Al estudiar las mallas explantadas observa que la resistencia a la tracción no se ve influida por la cicatrización, ya que permanece estable a lo largo de todo el periodo de observación alcanzando 80 y 89 N/cm a los 3 y 90 días postcirugía en HW y 37-54 N/cm a los 3 y 90 días postcirugía en LW.

También analiza la variación temporal de la deformación soportada en la IMT (tabla 23). Aprecia que la diferencia entre los tipos de prótesis es significativa pero no el análisis a los 3 y 90 días en cada prótesis.

| | HW 3 días | HW 90 días | LW 3 días | LW 90 días |
|--|-----------|------------|-----------|------------|
| Deformación (%) | 377 | 337 | 77 | 96 |
| Tabla 23. Deformación en IMT (p< 0,05) | | | | |

Para este investigador la zona crítica viene representada por la IMT, precisamente donde se produce la rotura en los test de resistencia a tracción. Además esta zona en el periodo postoperatorio inmediato no soporta la resistencia fisiológica de la pared abdominal.

En otro interesante estudio Klinge¹⁵ indaga, en un modelo de ratas, la evolución temporal de la resistencia en la IMT con diversas mallas. Se aprecia que la tensión de rotura aumenta progresivamente hasta el 90º día de observación (tabla 24). Apreciamos que la pared control no alcanza la resistencia fisiológica hasta los 90 días de observación de igual forma acontece con la IMT de todas las mallas excepto Vypro®.

| Día | Control | Marlex® (PP) | Mersilene® | Vypro® |
|-----|---------|--------------|------------|--------|
| 3 | 3,4 | 1,7 | 2,1 | 8,1 |
| 7 | 7,8 | 7,9 | 10,8 | 8,3 |
| 14 | 7,8 | 7,9 | 12,3 | 10,1 |
| 21 | 11,1 | 10,1 | 14 | 7,3 |
| 90 | 16,7 | 21,8 | 18,4 | 11,1 |

Tabla 24. Medias de tensión de rotura en la IMT (N)

Corroborar por tanto, que la zona débil de rotura tras implantar una malla es la IMT.

Bellon¹¹ compara el comportamiento de mallas reticulares HW (Surgipro®) y LW (Parietene® y Optilene®) en un modelo animal con observaciones a los 14 y 90 días (gráfico 5). Precozmente a los 14 d la resistencia a la tracción de Optilene® es significativamente superior al resto ($p < 0,05$). A los 90 días todas experimentan un considerable aumento de esta variable, aunque no existen diferencias entre ellas. La rotura se produce también en la IMT.

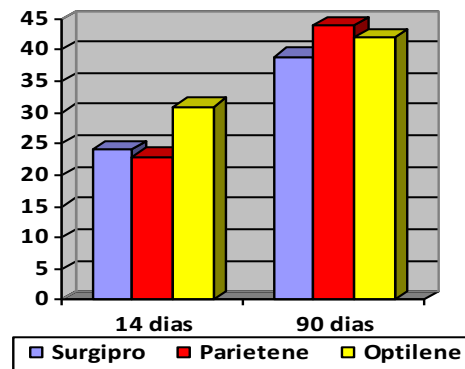


Gráfico 5. Resistencia a la tracción en N

En otro estudio, este mismo investigador confronta el comportamiento mecánico de tres mallas *composite* en un modelo de conejo a los 14 y 90 días postimplante¹²⁶. Se aprecia (gráfico 6) que la resistencia aumenta progresivamente en el tiempo. Inicialmente, ésta se encuentra alrededor de los requerimientos fisiológicos, excepto Composix® que exhibe unos valores superiores. Después de 90 días no existen diferencias entre las mallas estudiadas, y el valor de la resistencia es muy superior al fisiológico.

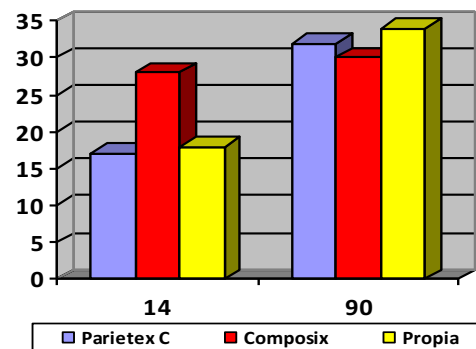


Gráfico 6. Resistencia a la tracción en N.
(Composix a los 14 días $p < 0,05$)

De los estudios anteriores podemos inferir:

- La zona débil de la hernioplastia es la IMT. Además, la resistencia a la tracción en esta zona aumenta con el tiempo postimplante y, finalmente, es independiente del tipo de material reticular empleado.
- Las propiedades mecánicas de la propia malla permanecen inalteradas por el proceso cicatricial.
- Es muy importante destacar que hasta transcurrido al menos 90 días postimplante la resistencia a la tracción no supera la requerida fisiológicamente; por lo que este periodo inmediato es crítico desde un punto de vista biomecánico, estando la pared abdominal muy expuesta a recidivas por aumento de la PIA ya que aún no ha acontecido la estabilidad cicatricial.

C.3.2.2 Análisis *in vivo* de la elasticidad.

La medida de la elasticidad de la pared abdominal tras la implantación de una malla nos ayuda a comprender el resultado fisiológico tras la reparación quirúrgica ya que, como sabemos, ésta es una característica primordial para mantener su función.

El grupo de Klinge¹²⁷ ha desarrollado un método no invasivo de *estereografía tridimensional* para determinar la elasticidad parietal en modelos animales: tras llenar con agua la cavidad abdominal bajo control de la presión intrabdominal (de 0 a 9,81 KPa), se proyecta un haz de luz sobre la pared abdominal sobre la que se ha expuesto un cuadrado dividido en cuadrículas. Finalmente, mediante un software se digitalizan las imágenes y se calculan matemáticamente las distintas deformaciones (imagen 4).



Imagen 4. Principio de la estereografía tridimensional

Aplicando esta tecnología, el grupo alemán demuestra que la implantación de diversas mallas provoca una disminución de la movilidad y, paralelamente, acontece un aumento de la rigidez de la pared abdominal (gráfico 7).

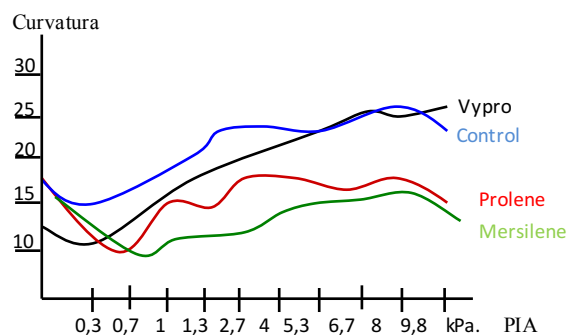


Gráfico 7. Curvatura abdominal tras 90 días del implante de las mallas

Concluye que este resultado depende de tres variables:

- Peso de las prótesis. Las mallas HW presentan este efecto de una forma más intensa que la LW.
- Tiempo de implantación. Se observa que la disminución de la elasticidad abdominal aumenta con el tiempo de observación, comenzando a las 3 semanas postoperatorias.
- Es proporcional al desarrollo del tejido cicatricial.

Observamos además que la implantación de las mallas puede modificar sus propiedades mecánicas *in vitro*. Así acontece con la malla Mersilene® en la que sus propiedades elásticas (15,8%

a 16 N, ver cuadro anterior) hacían presagiar un comportamiento más elástico del que en realidad expresan en el hospedador³.

Klinge⁷ aplicando el referido método de esterografía, también compara la elasticidad de mallas HW frente a LW. Aprecia que desde el séptimo día de postoperatorio acontece un aumento de la rigidez, más acusadamente en la HW. A los 90 días, la malla LW recupera la elasticidad de la pared, no así HW.

Cobb⁶⁸ utiliza una metodología distinta mediante un test a compresión para medir la rigidez de la pared abdominal de cerdos a los 5 meses tras el implante de una malla HW (Marlex®) frente a dos mallas LW (Prolene Soft® y Ultrapro®).

Según se aprecia en la tabla nº 25, la rigidez de la malla HW aumenta con el tiempo mientras que en las LW disminuye, probablemente debido al depósito más fisiológico de colágeno entre los filamentos y a la reabsorción del componente absorbible.

| Marlex® | | Prolene soft® | | Ultrapro® | |
|-------------|--------------|---------------|--------------|-------------|--------------|
| Preimplante | Postimplante | Preimplante | Postimplante | Preimplante | Postimplante |
| 57,2 | 59,1 | 52,9 | 49,1 | 68,6 | 43,2* |

Tabla 25. Rigidez pared abdominal Cobb. (*p < 0,001)

En resumen, podemos concluir que:

- La cicatrización modifica las condiciones elásticas, tanto de las mallas nativas como de la pared abdominal.
- La elasticidad parietal queda restringida tras el implante de cualquier malla, siendo además muy inferior a la fisiológica. Este efecto es muy acusado en las mallas HW.
- La reparación con malla LW es más fisiológica, ya que la alteración de la elasticidad es inferior a las HW. Además, en las mallas LW parcialmente reabsorbibles la pared se hace más elástica con el paso del tiempo.

2. Introducción

2.3. El problema de la recidiva herniaria desde un punto de vista biomecánico

El problema de la recidiva herniaria desde un punto de vista biomecánico

El comportamiento biomecánico de las mallas puede determinar el resultado final del procedimiento quirúrgico, y viene definido por factores microscópicos y macroscópicos. Entre los primeros tenemos la composición química, la geometría molecular y las interacciones entre las cadenas de los polímeros. Mientras que la disposición de las fibras, la densidad del material y el tamaño del poro conforman las variables macroscópicas.

Desde hace tiempo se sabe que para obtener un adecuado resultado en la cirugía herniaria es deseable que las características mecánicas de las mallas coincidan con las que exhibe el tejido abdominal de tal manera que la efectividad del implante depende inicialmente del “trabajo mecánico” que ejercen y posteriormente de la integración de la malla formando un nuevo tejido resultante de la intensa fibrosis a la que dan lugar¹²⁸. Estos hechos coinciden con que las recidivas acontecen de forma temprana por errores técnicos o por tensión en la línea de sutura o de forma tardía por fallos en la cicatrización o metabolismo del colágeno¹²⁹.

Desde un punto de vista mecánico, en la fase inicial tras el implante la presión intraabdominal y la tensión muscular son transmitidas desde el tejido abdominal vía de las suturas a la malla y viceversa. Junge¹³⁰ estableció que la estabilidad tras una hernioplastia se establece por los tejidos adyacentes y no por la propia plastia, lo que está en consonancia con Lichtenstein¹ al advertir que la tensión en la línea de sutura es una de las primeras causa de recidiva herniaria.

En la actualidad estos conceptos clínicos se pueden reformular desde un punto de vista biomecánico ya que lo que realmente ocurre en la IMT es la coincidencia de estructuras con distinto módulo de elasticidad que provocan la aparición de fuerzas de cizalla que conducen a microtraumatismos locales que afectan al proceso de fibrosis cicatricial^{8, 131}; si estas fuerzas sobrepasan la resistencia a la rotura provocarán fracturas en el sistema, o lo que es lo mismo, una teórica zona de recidiva herniaria. Todo ello tiene una gran trascendencia clínica, pues como sabemos la gran mayoría de las recidivas herniarias se producen en área de la IMT^{3, 13, 14}.

Por tanto, las condiciones físicas iniciales de la IMT son inducidas por las características del implante sin dejar de olvidar el tipo de reparación herniaria considerado.

En efecto, cuando utilizamos una malla como refuerzo de la musculatura de la pared abdominal esta puede posicionarse en diversos planos según tratemos los diferentes tipos de hernias, pero característicamente la reparación conlleva la restitución de la anatomía normal por lo que la malla actúa *reforzando* la resistencia mecánica de la herida quirúrgica. Por consiguiente, la IMT queda integrada y protegida por la aposición de los diferentes planos anatómicos. Por todo ello, mecánicamente la PIA actúa uniformemente sobre toda la pared, según el principio de Pascal, por lo que es una reparación muy fisiológica.

Sin embargo, podemos asistir a grandes hernias sobre todo en la pared abdominal anterior, con importantes defectos anatómicos que producen lo que Rives¹³² describía como *enfermedad de la*

eventración: los músculos se retraen y atrofian y, finalmente, sufren una degeneración escleroadiposa que los hacen totalmente inoperativos, hechos que posteriormente han confirmado los trabajos de Dubay¹³³.

En este escenario resulta imposible una reparación anatómica por lo que se recurre a las diferentes técnicas de plastia muscular o bien a la utilización de prótesis de sustitución. Técnicamente se describen varios procedimientos, pero todos ellos comparten el hecho que el biomaterial se interpone entre los bordes musculoaponeuróticos, con cierto grado de solapamiento tisular. Esto hace que tanto la malla como la IMT queden a merced de la PIA que incide directamente sobre ellas sin la protección muscular y también a la acción del músculo transverso que tiende, debido a la dirección de sus fibras, a producir una mayor estricción de la IMT de cada lado, ya que las fuerzas actuantes de los músculos oblicuo mayor y menor son neutralizadas entre sí (ver capítulo 2.1).

Podemos concluir que se trata de reparaciones menos fisiológicas que las anteriores de hecho, este tipo de intervenciones son las que conllevan un mayor porcentaje de recidivas²².

Desde un punto de vista clínico, en la génesis de las recidivas se han invocado diversos factores de riesgo, como la falta de solapamiento, la retracción de la malla y la infección del sitio quirúrgico. Las recidivas por rotura de la propia malla son muy poco frecuentes y se suele explicar por fenómenos mecánicos^{134, 135} o por la aplicación de mallas LW^{136, 137} a modo de sustitución de la pared abdominal.

Langer¹³⁵ describe una recidiva por rotura de la malla colocada de forma preperitoneal no cubierta por el cierre aponeurótico, por lo que piensa que la disparidad de fuerzas centradas en la IMT ocasionaron el fallo de la prótesis.

En el caso de las mallas LW, todos los autores consultados están de acuerdo en que las recidivas herniarias se producen por una insuficiente resistencia a la rotura de la prótesis, de ahí que no se aconseje este tipo de mallas para sustituir la musculatura abdominal.

Una reciente línea de investigación centra la atención en el hecho de la anisotropía que la mayoría de las mallas comerciales exhiben, por lo que las condiciones del contorno en la IMT pueden variar según la dirección espacial con que orientemos la prótesis en el paciente.

Saberski¹²¹ define un *índice de anisotropía* que cuantifica en diferentes mallas estableciendo que las mallas de poro grande son las que presenta una mayor grado de anisotropía (Ultrapro® e Infinit®). Por el contrario, la malla laminar analizada (Dualmesh®) aun siendo anisótropa, es la que presenta un menor índice de anisotropía. Establece que una disposición espacial errónea de la malla en el paciente puede tener “*potenciales implicaciones dramáticas*” y concluye que el eje elástico de la prótesis debe coincidir con el eje más elástico de la pared abdominal (eje vertical).

El problema de la recidiva herniaria desde un punto de vista biomecánico

En esta misma línea de pensamiento Anurov¹³⁸ demuestra en un modelo animal que la orientación espacial de una malla LW determina fallos del biomaterial en la IMT y consiguientemente provoca la recidiva herniaria.

No obstante, estos estudios adolecen de varias simplificaciones. Primero, no analizan cómo la implantación de una malla modifica las condiciones biomecánicas de la IMT; segundo, no existen modelos dinámicos que analicen su comportamiento ante variaciones de la PIA (de forma repentina como toser o manteniéndose en el tiempo como en el embarazo u obesidad); y tercero, las conclusiones de la orientación de la anisotropía de las mallas se realizan empleando test uniaxiales y sin embargo, las cargas fisiológicas en la pared abdominal son multiaxiales por lo que no recrean satisfactoriamente el escenario abdominal.

Todas estas razones nos mueven a pensar que sería muy útil desarrollar un modelo de elementos finitos que simule activamente la interrelación de la malla en la pared abdominal del receptor. Nuestro grupo ha focalizado el problema en este punto, desarrollando un modelo constitutivo de hernia inveterada de la línea media de la pared abdominal donde no es posible la reparación anatómica por lo que la malla se utiliza como sustitución. La aplicación de distintas presiones intraabdominales permite el análisis mecánico y dinámico de la IMT, para determinar las áreas donde teóricamente puede fallar el sistema.

2. Introducción

2.4. Modelo de Elementos Finitos

Modelo de Elementos Finitos

El método de los elementos finitos (MEF)¹³⁹ surgió de la necesidad de solucionar problemas estructurales en la industria aeroespacial y, debido a su éxito, en la actualidad está ayudando a comprender muchos de las situaciones que se producen en los sistemas biológicos. Esto es debido a que permite abandonar los métodos clásicos de investigación que obligan a realizar prototipos sin análisis experimentales previos que demuestren su utilidad por lo que los desarrollos se realizan de forma iterativa, lo que trae consigo un elevado coste tanto económico como en tiempo de desarrollo sin olvidar la utilización indiscriminada de animales de laboratorio.

El modelado mediante elementos finitos permite realizar un modelo matemático de cálculo del sistema real, más fácil y económico de modificar que una prueba de concepto. Sin embargo, no deja de ser un método aproximado de cálculo debido a las hipótesis básicas del método. Los prototipos, por lo tanto, siguen siendo necesarios, pero una vez que el modelo de elementos finitos establezca su idoneidad.

El método de los elementos finitos como formulación matemática es relativamente nuevo; aunque su estructura básica es conocida desde hace bastante tiempo, en los últimos años ha sufrido un gran desarrollo debido a los avances informáticos. Han sido precisamente éstos los que han puesto a disposición de los usuarios gran cantidad de programas que permiten realizar complejos cálculos con elementos finitos. Pero no hay que llevarse a engaño, el manejo correcto de este tipo de programas exige un profundo conocimiento no solo del material con el que se trabaja, sino también de los principios del MEF. Sólo en este caso estaremos en condiciones de garantizar que los resultados obtenidos en los análisis se ajusten a la realidad (lo que se denomina verificación y validación del modelo).

Su idea básica no puede ser más sencilla: dado un sólido con sus enlaces, ligaduras o apoyos, sometido a un sistema de cargas, el método consiste en subdividirlo en pequeñas partes (elementos) interconectadas entre sí a través de los llamados nodos de los elementos. El campo de desplazamientos de cada elemento puede expresarse en función de los desplazamientos que sufren los nodos del elemento (desplazamientos nodales); posteriormente, se podrá determinar la matriz de rigidez de cada elemento, las cuales una vez ensambladas (siguiendo los pasos del análisis matricial de estructuras) permitirán la obtención de los desplazamientos en los nodos de cada elemento. De esa manera, una vez conocidos dichos desplazamientos podríamos determinar, de una forma aproximada, las tensiones y las deformaciones en el interior del elemento.

Desde un punto de vista puramente matemático tanto la funcionalidad de un ala de avión (valoración de su eficiencia aerodinámica) como de un fragmento de ADN (utilidad en la codificación de proteínas) pueden ser descritos en términos de complejos algoritmos cuya resolución precisa de potentes ordenadores y programas específicos que facilitan su estudio antes de recurrir a las pruebas más complejas y costosas de laboratorio. Para ello, se parte del hecho de que la gran mayoría de los

Modelo de Elementos Finitos

fenómenos fisiológicos pueden ser explicados mediante las llamadas “*ecuaciones en derivadas parciales*” que tratan básicamente de hallar una función de variables independientes asociadas a un problema físico de geometrías compleja, sujeta a ciertas condiciones de contorno. En estas situaciones las matemáticas clásicas sólo pueden resolver problemas de ecuaciones diferenciales ordinarias en donde sólo se analiza una variable por lo que no explican un fenómeno fisiológico en su conjunto.

Esta limitación del análisis matemático condujo a la introducción de métodos de cálculo numérico que poseen una capacidad de explicar un fenómeno a cambio de limitarse a suministrar no la solución exacta sino una aproximación. Entre ellos, cabe destacar el desarrollo de modelos constitutivos (matemáticos) que explican cualquier fenómeno fisiológico.

Las primeras ecuaciones en ser tratadas por el MEF fueron las de la elasticidad que rigen las deformaciones de sólidos, placas, membranas, etc. Posteriormente se ha ido extendiendo a otros muchos campos, resolviendo problemas dinámicos de vibraciones, oscilaciones, propagación del calor y radiación electromagnética, así como la dinámica de fluidos. La resolución de estos problemas ha tenido una aplicación muy importante en la investigación biológica estudiando la mecánica del sistema osteomuscular, el comportamiento de órganos individuales, tejidos, células y estructuras subcelulares, sin olvidar las prótesis en todo tipo de especialidades quirúrgicas. De reciente aplicación es el modelado de nuevos fármacos.

Finalmente, gracias al desarrollo de las prestaciones gráficas de los ordenadores, el MEF permite describir y visualizar formas geométricas donde antes había que fiarse de la imaginación o de modelos de escayola o madera (imagen 5). Estas técnicas de diseño gráfico por ordenador promueven importantes implicaciones para la medicina y para la cirugía, tanto en la enseñanza como en la clínica.

Tal ha sido el éxito del MEF en investigación clínica básica y traslacional que el número de estudios publicados ha crecido exponencialmente en la última década.

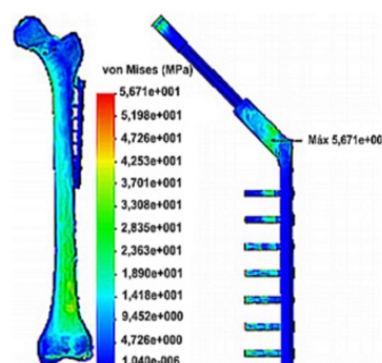


Imagen 5. Representación gráfica de un fémur con la distribución de tensiones

A. Aplicación del método de los elementos finitos en biología

El método de los elementos finitos ha adquirido una dimensión fundamental como ciencia básica en la enseñanza y en el desarrollo de dispositivos médicos al proporcionar y comprobar las teorías y métodos necesarios para realizar análisis mecánicos funcionales. Su desarrollo le ha convertido en una herramienta muy útil para el análisis de transmisión de cargas y distribución de tensiones en diversos campos de la medicina. En los últimos años abundan los estudios que investigan mecánicamente desde el sistema óseo y muscular a órganos individuales, tejidos, células y estructuras subcelulares, sin olvidar el desarrollo de prótesis quirúrgicas¹⁴⁰.

El papel tradicional de este método en ingeniería ha sido evaluar la probabilidad de fallo estructural bajo un estado de cargas aplicadas. Para explicar su aplicabilidad tomaremos de ejemplo del estudio mecánico de las recidivas herniarias: Desde un punto de vista realista nos interesa plantear el problema de qué cargas debe soportar el sistema malla-hospedador para evitar las roturas que conducen a la recidiva; es decir, definir la resistencia a la rotura y la deformación que experimenta el sistema ante variaciones de la PIA. En mecánica clásica se trataría de calcular la relación tensión-deformación en los infinitos puntos del sistema malla-huésped. La solución de este problema así planteado es sumamente difícil de resolver por lo que se debe proceder a modificar o realizar un nuevo planteamiento del problema que rebaje los requisitos de la solución y permita obtener la solución de una forma más sencilla. De manera que, en el MEF el término *elemento finito* resume el concepto básico: la transformación del sistema físico con un número infinito de incógnitas y soluciones a uno que tiene un número finito relacionadas unas con otras por elementos con un tamaño también finito. Al simplificar el problema de partida, pasando de infinitos grados de libertad a un número finito, ya no obtendremos la solución exacta del problema sino una aproximación, si bien esta puede ser suficiente para extraer conclusiones cualitativas respecto al problema, e incluso, en multitud de casos también cuantitativas, ya que el grado de aproximación a la solución exacta suele ser muy elevado.

A. 1. Etapas del MEF

La idea general del MEF es la división del elemento en estudio (elemento continuo) en un conjunto de pequeños elementos interconectados por una serie de puntos llamados nodos¹⁴¹.

Por su complejidad de cálculo está pensado para ser usado en ordenadores. En los últimos años se han desarrollado numerosos programas tanto para aplicaciones generales como específicas, entre los que se incluyen los siguientes: ABAQUS (Simulia)®, ADINA (Adia R and Inc)®, ANSYS (ANSYS Inc)® y FEMLAB (COMSOL Inc)®.

Las ecuaciones que rigen el comportamiento del sistema (cuerpo continuo) regirán también el del elemento. De esta forma se consigue pasar de un sistema continuo (infinitos grados de libertad),

Modelo de Elementos Finitos

que es regido por una ecuación diferencial o un sistema de ecuaciones diferenciales, a un sistema con un número de grados de libertad finito cuyo comportamiento se modela por un sistema de ecuaciones, lineales o no.

En cualquier sistema a analizar podemos distinguir entre:

- Dominio. Espacio geométrico donde se va a analizar el sistema.
- Condiciones de contorno. Variables conocidas y que condicionan el cambio del sistema: cargas, desplazamientos, temperaturas, voltaje, focos de calor, ...
- Incógnitas. Variables del sistema que deseamos conocer después de que las condiciones de contorno han actuado sobre el sistema, como los desplazamientos o las tensiones en el caso de las mallas.

El procesamiento conlleva las siguientes etapas evolutivas: Preproceso, Cálculo y resolución de sistemas de ecuaciones y Postproceso.

1. Preproceso

Se parte de una definición geométrica del cuerpo que se divide o discretiza en los *elementos finitos*, que pueden tener diferentes dimensiones y formas (imagen 6). Estos se conectan entre sí en determinados puntos de su contorno llamados *nodos*.

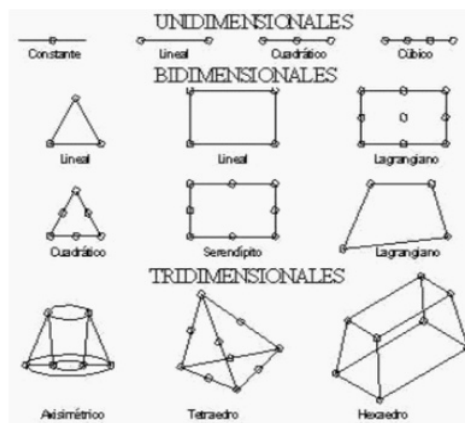


Imagen 6. Tipos de elementos finitos

El conjunto de nodos considerando sus relaciones entre los adyacentes se llama *mall*a (imagen 7). La generación de la malla se realiza con programas especiales llamados *generadores de mallas*.

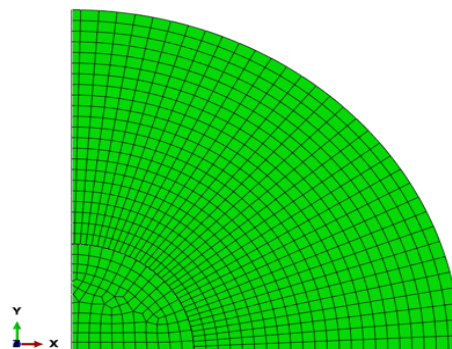


Imagen 7. Ejemplo de malla realizada en nuestro laboratorio para modelizar la prótesis Ultrapro®

Modelo de Elementos Finitos

Los desplazamientos de estos nodos serán las incógnitas fundamentales del problema, definidos por un conjunto de funciones que establecen el estado de deformación de los elementos. Estas deformaciones junto con las propiedades constitutivas del material (como el módulo de elasticidad en el caso de las mallas) definirán a su vez el estado de tensiones de todo el elemento y por consiguiente en sus contornos.

2. Cálculo y resolución de sistemas de ecuaciones

En un problema elástico, como es el caso de las mallas quirúrgicas, el cálculo se reduce a obtener los desplazamientos en los nodos y con ellos definir aproximadamente el campo de desplazamientos en el elemento finito. Si el problema es no lineal, como en las mallas quirúrgicas, la actuación de las fuerzas requiere aplicarlas incrementalmente e iterar en cada incrementación (*resolución iterativa-incremental*).

El desarrollo de un algoritmo del MEF para resolver un problema definido mediante ecuaciones diferenciales y condiciones de contorno requiere en general de 4 etapas:

- El problema debe reformularse en forma variacional. Lo que significa plantear las ecuaciones diferenciales y las condiciones de contorno que describen el comportamiento dinámico de los elementos estructurales a analizar (formulación débil) mediante una integral equivalente (formulación fuerte).
- Se define un espacio vectorial de dimensión finita llamado espacio de elementos finitos. La solución numérica viene dada por una combinación lineal en dicho espacio vectorial
- Se sustituye en la expresión variacional la aproximación a la solución mediante la discretización de los elementos. Esto da lugar a un sistema finito de ecuaciones, aunque con un número elevado de ecuaciones incógnita (en número de miles e incluso centenares de miles). El número de incógnitas será igual a la dimensión del espacio vectorial de elementos finitos obtenido y, en general, cuanto mayor sea dicha dimensión tanto mejor será la aproximación numérica obtenida.
- Se realiza el cálculo numérico de la solución del sistema de ecuaciones. El objetivo es construir un problema de cálculo diferencial usando los métodos convencionales de álgebra lineal. La solución es exacta en un conjunto finito de puntos, que coinciden normalmente con los vértices de los elementos finitos, es decir con los nodos. En el resto de puntos que no son nodos la solución se obtiene interpolando los anteriores resultados, por ello la solución sólo es aproximada.

Modelo de Elementos Finitos

Típicamente el MEF se programa computacionalmente para calcular el campo de desplazamientos y, posteriormente, a través de relaciones cinemáticas y constitutivas, las deformaciones y tensiones que sufre el medio.

3. Postproceso.

Ya que el MEF se usa para la resolución de problemas muy complejos los ficheros resultantes tienen tal cantidad de datos que resulta conveniente procesarlos adicionalmente para hacerlos más comprensibles e ilustrar diferentes aspectos del problema. Se obtienen así representaciones gráficas de las diversas magnitudes (como tensiones, deformaciones, etc.) que permiten obtener una detallada visualización de la deformación de la estructura y de la distribución del estado tensional y del campo de desplazamiento (imagen 8).

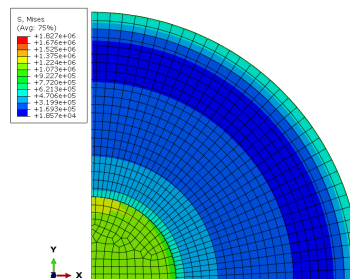


Imagen 8. Imagen del postproceso de la malla Ultrapro® para el análisis de las tensiones de Von Mises

La solución que se obtiene con este método es aproximada, ya que la exacta se obtendría cuando la densidad del mallado se aproximara al infinito. Por ello la precisión del modelo puede ser chequeada refinando el mallado y comparando los resultados obtenidos con el mallado original, este proceso se denomina *test de convergencia*. A la hora de interpretar los resultados este test sólo puede comprobar la precisión del modelo; es decir, contrasta la solución exacta para el modelo definido. Pero la validez del cuerpo objeto de estudio sólo se podrá precisar a través de verificaciones experimentales mediante la construcción de “pruebas de concepto”.

A.2. Particularidades de la aplicación del método de los elementos finitos en biomecánica de tejidos biológicos.

A diferencia de los objetos normalmente analizados en ingeniería civil (por ejemplo un ala de avión) que son tratados como elementos continuos, la organización de los tejidos vivos en varios niveles estructurales hacen que en realidad se traten de materiales compuestos no continuos lo que dificulta su definición física¹⁴². Además, sus propiedades biomecánicas son muy difíciles de determinar ya que son el resultado de interacciones entre fases sólidas y líquidas y con los tejidos adyacentes. Finalmente, la mayoría de las estructuras orgánicas se comportan como cuerpos anisótropos, no homogéneos de modo que responden a las reglas de modelos constitutivos no lineales. Por todo ello, la determinación de las relaciones constitutivas de la estructura-función son un problema de muy ardua solución, lo que limita la exactitud de los resultados obtenidos.

El objetivo final del MEF es la evaluación del estado tensional y de deformación de cualquier cuerpo. En mecánica aplicada esta metodología ha sido ampliamente utilizada en la simulación de

diversos órganos y tejido con aplicaciones en el campo de la traumatología¹⁴³, de la medicina cardiovascular¹⁴⁴, de la cirugía abdominal¹⁴⁵, de la odontología¹⁴⁶, etc.

A la vista de lo indicado, el papel del MEF en la investigación biomecánica puede desglosarse en los siguiente aspectos²⁷:

- Puede ser una herramienta para interrelacionar datos experimentales e integrarlos en modelos que expliquen los fenómenos biológicos que realmente ocurren. En este sentido, puede ser más potente que un modelo estadístico.
- Se pueden aplicar como método de extrapolación de datos, estimando variables que no podrían ser determinadas de otra manera.
- La integración del MEF con otras herramientas como la tomografía axial computerizada lo convierten en una herramienta con un buen número de aplicaciones, como la búsqueda de articulaciones artificiales o como herramienta de investigación de las relaciones causa-efecto de los mecanismos de fractura.
- Por último, puede usarse como un método de experimentación numérica. Aunque no se pueden incluir todos los factores que influyen sobre los resultados clínicos, ofrece la ventaja de permitir un máximo control experimental reduciendo a límites despreciables el riesgo de errores operativos. En otras palabras, la simulación puede considerarse como experimentos de sustitución sin que las variables biológicas sean causas de sesgos.

No hay que olvidar que un hecho destacado del MEF es su relación coste-efectividad. Ya que se trata de un método de diseño y prueba de concepto, se presenta como un método más barato frente a los costosos procedimientos experimentales, que implican la manufactura del producto sin conocer la viabilidad estructural futura. En este aspecto destacamos la disponibilidad de nuevos paquetes de software muy elaborados y accesibles económicamente.

A.3. Limitaciones del MEF

Se describen las siguientes limitaciones:

- Proporciona una solución aproximada cuyo margen de error en general es desconocido. Y esto es más real en los problemas no lineales, como son las mallas quirúrgicas. Para disminuir el margen de error se repiten las inecuaciones.
- Se requiere mucho tiempo para ajustar detalles de geometría, existiendo frecuentemente problemas de mal acondicionamiento de las mallas, desigual grado de convergencia, etc. En general, una simulación requiere

Modelo de Elementos Finitos

numerosas pruebas y ensayos con geometrías más simplificadas hasta obtener resultados positivos con el modelo estudiado.

B. Aplicabilidad del MEF en el estudio de las mallas quirúrgicas.

En el campo objeto de nuestro trabajo, el MEF se está aplicando tanto para el estudio dinámico de la pared abdominal como de las mallas quirúrgicas. El objetivo es doble: analizar el comportamiento de las mallas en el paciente para determinar cómo y dónde se producen los fallos del sistema, y asistir al diseño preclínico de nuevas pruebas de concepto (prototipos).

La llave de estos estudios es la aplicación del modelo constitutivo (modelo matemático) más adecuado a las características mecánicas de las mallas a estudiar y, por ende, la identificación de una adecuada función de energía-deformación (que refleje el comportamiento de la curva de tensión-deformación experimental) y que defina matemáticamente el comportamiento de los materiales. Por ello y dada su complejidad, se recurre a adaptaciones de los modelos de polímeros y materiales de tipo goma previamente conocidos.

Los modelos constitutivos pueden ser continuos o discretos. En los modelos continuos se asume que el cuerpo material es una colección de partículas en las que es posible definir una serie de magnitudes (densidad, temperatura, velocidad, etc.) reflejo de las características reales del material ¹⁴⁷. Son los modelos más aplicados en biología.

Con respecto al abdomen existe escaso conocimiento de su comportamiento dinámico. Simón Allue¹⁴⁸ en un modelo *in vivo* de abdomen de conejo establece que los músculos se comportan de forma hiperelástica en la curva de tensión-deformación. Fortuny¹⁴⁹ fue de los pioneros en aplicar un MEF para estudiar la dinámica del área inguinal. Hernández-Gascón¹⁵⁰ desarrolla un modelo para analizar el comportamiento del abdomen humano aplicando un modelo de hiperelasticidad anisótropa a grandes deformaciones, obteniendo interesantes conclusiones de su comportamiento anisótropo, sobre el que puede predecir los lugares más probables de formación de hernias. Por el contrario, Förstemann¹⁵¹ analiza el abdomen aplicando un modelo de hiperelasticidad con bajas deformaciones, por lo que sus resultados no pueden ser comparados con los anteriores; aun así, desarrolla un modelo de pared abdominal basado en imágenes de resonancia magnética, estableciendo una respuesta del tejido no lineal y anisótropa.

No obstante, el campo de la modelización abdominal se encuentra en fases muy iniciales. Al tratarse de estructuras con un comportamiento hiperelástico, ANSYS¹⁵² puede tratarlos de dos formas: modelos basados en invariantes de deformación y modelos basados en las relaciones de estiramiento. Al considerar el abdomen como un material compresible debemos aplicar los primeros y de entre ellos nuestro grupo ha aplicado el modelo basado en la teoría de grandes deformaciones elásticas de materiales isótropos, desarrollada por Mooney¹⁵³ y Rivlin¹⁵⁴ para la modelización del abdomen sano y herniado.

De manera análoga, en la modelización de las mallas ha de tenerse en cuenta tanto la respuesta hiperelástica como la anisotropía que caracterizan a la mayoría de las mismas. Los estudios iniciales

Modelo de Elementos Finitos

proceden de la modelización de telas industriales que sientan las bases para su aplicación en las mallas quirúrgicas. Los modelos continuos son los más aplicados por cuanto los discretos representan cada hilo o fibra explícitamente por lo que son más complejos y costosos de realizar¹⁵⁵. Por ello King¹⁵⁶ recomienda un modelo continuo en un estudio que relaciona las respuesta macroscópica con el comportamiento individual de cada hilo en un tejido fabricado con *kevlar*.

Los modelos constitutivos más aplicados se basan en la función de energía de deformación y no tienen en cuenta los componentes plásticos y la viscoelasticidad de los tejidos¹⁵⁷. Ambroziak¹⁵⁸ aplica el modelo de hiperelasticidad de Murnaghan (descrito en 1951) para ilustrar las características de las “telas mosquiteras” utilizadas en hernioplastia y compararlas con mallas comercializadas y con la fascia abdominal humana.

Otros autores utilizan otros modelos constitutivos de tipo continuo. Hernandez Gascón¹²² aplica un modelo constitutivo de membrana simplificado a la modelización de un abdomen herniado en el que se aplican diversas mallas. Para ello, modeliza un abdomen de conejo como una elipse y una hernia parcial al retirar los elementos correspondientes al músculo oblicuo mayor, aplicando una PIA de 60 mmHg. Sus resultados presentan que la implantación de la malla modifica las características físicas del abdomen y que se produce un acúmulo de tensión en las zonas cerca del anclaje de la prótesis. Es evidente que este modelo tiene ciertas limitaciones, como el considerar el abdomen de un animal o el hecho de modelar la hernia conservando los elementos correspondientes a la musculatura transversa y oblicuo menor, lo que el autor define como hernia parcial, concepto que no se corresponde con la definición clínica de hernia.

En un modelo humano procedente de imágenes de resonancia magnética, Pachera¹⁵⁹ simula una hernia en la línea media abdominal reparada mediante la aplicación de mallas biológicas, considerando a la PIA en diversas acciones fisiológicas como la maniobra de Valsalva. Entre sus resultados resaltamos que la deformación se produce en anillos cuasiconcéntricos desde la línea media, reproduciendo, por tanto, un comportamiento isótropo.

C. Modelo constitutivo aplicado a las mallas: Itskov y Aksel

En estudios experimentales preliminares llevados a cabo por nuestro equipo investigador y los disponibles en la literatura las mallas se presentan como materiales hiperelásticos no lineales (respuesta no lineal en la curva tensión deformación) y con acentuado comportamiento anisótropo

Este comportamiento se puede formular matemáticamente a la luz de la *teoría no lineal de hiperelasticidad*, que establece tres características mecánicas básicas del elemento en estudio:

- Soporta grandes deformaciones.
- Estas deformaciones no son permanentes.
- La carga aplicada y la deformación no son proporcionales.

La función matemática que define este comportamiento se denomina *función de densidad de energía de deformación*, que depende de los denominados *invariantes* del tensor de tensiones (invariante lineal, cuadrático y cúbico). Presenta las siguientes restricciones inherentes: a 0 deformación se corresponde con 0 energía y 0 carga; y la tensión siempre se incrementa si la deformación se incrementa. El modelo más representativo es el polinomial, basado en la primer y segunda invariante. Desarrollado inicialmente por Rivlin¹⁵⁴ en 1944 ha servido de base para el planteamiento de otros modelos como el de Mooney-Rivlin Yeoh o Neo-Hook.

Como nuestro estudio demuestra, en línea con otros autores como Saberski¹²¹, la mayoría de las prótesis presentan un respuesta anisótropa. Por tanto, es plausible adoptar un modelo de hiperelasticidad anisótropa que defina matemáticamente las mallas.

En la actualidad son pocos los modelos de hiperelasticidad anisótropa conocidos, la mayoría de ellos desarrollados para la modelización de un determinado tejido biológico (modelos de Fung¹⁶⁰, de Holzapfel¹⁶¹ y de Klisch¹⁶², entre otros). Esto limita su generalidad en cuanto a su expresión analítica, al número de parámetros empleados y al tipo de simetría material adoptada. Es importante que un modelo de hiperelasticidad goce de propiedades matemáticas que garanticen la existencia y unicidad de la solución del problema planteado. Para ello se exige cumplir las propiedades de *policonvexidad* y *coercividad*.

El modelo adoptado ha sido el de *hiperelasticidad anisótropa de Itskov y Aksel*¹⁶³ debido a que admite un número arbitrario de parámetros y goza de las propiedades de policonvexidad y coercividad, lo que garantiza que la solución exista y sea única, tal y como establecen Shröder¹⁶⁴ y Steigmann¹⁶⁵. Estas propiedades matemáticas confieren al modelo gran robustez ante cualquier estado de deformación, lo que garantiza la estabilidad y la existencia de un mínimo global de la energía de deformación.

A continuación, se describe el desarrollo teórico del modelo de Itskov y Aksel.

Modelo de Elementos Finitos

Un material es ortótropo si sus propiedades materiales son distintas en dos planos ortogonales; en el modelo todas las transformaciones ortogonales que verifican tal invarianza constituyen un grupo denominado *grupo de simetría material*:

Si $l_i l_j = \delta_{ij}$ ($i, j = 1, 2$) son los vectores unitarios en las direcciones principales, entonces el grupo de simetría material ortótropa se puede definir mediante los llamados tensores estructurales.

$$L_i = l_i \otimes l_i \quad i, j = 1, 2$$

Los tensores estructurales poseen las siguientes propiedades importantes:

$$\sum_i^3 L_i = I, \quad L_i L_j = 0, \quad \text{tr} L_i = 1, \quad i \neq j; \quad i, j = 1, 2$$

Con la ayuda de los tensores estructurales el grupo de simetría material ortótropa se puede expresar como

$$G = \{Q \in \text{Orth}: Q L_i Q^t = L_i, \quad i = 1, 2\}$$

En el caso de un material hiperelástico la condición de simetría material puede caracterizarse a través de la función de energía de deformación como:

$$\mathcal{W} = \mathcal{W}_c(Q C Q^t) = \mathcal{W}_c(C), \quad \forall Q \in G$$

(en donde C es el tensor de deformación Green-Cauchy por la derecha)

De acuerdo con el teorema de Richlewski¹⁶⁶ la anterior condición de simetría material, se puede expresar de forma equivalente mediante una función isótropa que además incluya como variables los propios tensores estructurales, por tanto:

$$\mathcal{W} = \mathcal{W}_{CL}(C, L_i), \quad \mathcal{W}(Q C Q^t, Q L_i Q^t) = \mathcal{W}_{CL}(C L_i), \quad i = 1, 2 \quad \forall Q \in g$$

La solución de un problema de contorno en elasticidad no lineal depende de que exista un estado de deformación que minimice globalmente la energía de deformación total. Las propiedades de la cuasiconvexidad y la coercividad proporcionan dos condiciones suficientes para la existencia de un valor mínimo global de la energía de deformación. La cuasiconvexidad es una propiedad que en general resulta bastante difícil de cumplir; en cambio una condición más restrictiva introducida por Ball¹⁶⁷, la policonvexidad, resulta más fácil de cumplir como así sucede en algunos modelos clásicos de hiperelasticidad isótropa (modelos de Mooney-Rivlin, Neo-Hooke y Ogden).

Según la definición dada por Ball una función de energía deformación $\mathcal{W}_F(F): \text{Inv} \rightarrow R$, se dice que es policonvexa si existe una función convexa como la siguiente:

$$\widehat{\mathcal{W}}(F, \text{adj}F, \det F) : (\text{Inv}, \text{Inv } R^+) \rightarrow R \text{ tal que } \mathcal{W}_F(F) = \widehat{\mathcal{W}}(F, \text{adj}F, \det F)$$

A su vez, la función isótropa \mathcal{W} puede definirse en función de los invariantes de deformación

Modelo de Elementos Finitos

$$\mathcal{W} = \bar{\mathcal{W}}(I_i J_i, J)$$

$$I_i = \text{tr}(CL_i), \quad J_i = \text{tr}((\text{cof } C)L_i), \quad J = \det C \quad \text{para } i = 1, 2$$

Para asegurar una amplia flexibilidad en la aplicación de los datos experimentales Itskov y Aksel introdujeron la siguiente combinación de invariantes:

$$I_r = \sum_i^3 \mathcal{W}_i^{(r)} \quad J_r = \sum_i^3 \mathcal{W}_i^{(r)} J_i, \quad r = 1, 2$$

donde $r = 1, 2$ y los pesos $\mathcal{W}_i^{(r)}$ son constantes positivas

Estos invariantes pueden ser expresadas también como:

$$I_i = \text{tr}(CL_r), \quad J_r = \text{tr}((\text{cof } C)L_r)$$

en términos de tensores estructurales generalizados: $\mathcal{W}_i^{(r)}$

$$L_r = \sum_i^3 \mathcal{W}_i^{(r)} L_i \quad \text{para } r = 1, 2, \dots$$

Debido a que $\text{tr} L_r = 1$ es necesario que: $\sum_i^3 \mathcal{W}_i^{(r)} = 1$

Consecuentemente, en el caso de materiales ortótropos los tensores estructurales pueden ser redefinidos como:

$$L_r = \mathcal{W}_1^{(r)} L_1 + \mathcal{W}_2^{(r)} L_2 + (1 - \mathcal{W}_1^{(r)} - \mathcal{W}_2^{(r)}) I$$

Donde: $\mathcal{W}_1^{(r)} = \mathcal{W}_1^{(r)}$ y $\mathcal{W}_2^{(r)} = \mathcal{W}_2^{(r)} - \mathcal{W}_3^{(r)}$. Siendo $\mathcal{W}_1^{(r)} + \mathcal{W}_2^{(r)} \leq 1$

Finalmente, Itskov y Aksel establecen la siguiente función de energía de deformación:

$$\mathcal{W} = \mathcal{W}(I_r J_r J) = \frac{1}{4} \sum_r^s \mu_r \left[\frac{1}{\alpha_r} (I_r^{\alpha_r} - 1) + \frac{1}{\beta_r} (J_r^{\beta_r} - 1) + \frac{1}{\gamma_r} (J^{-2\gamma_r} - 1) \right]$$

Donde $\mu_r \alpha_r \beta_r \gamma_r$ ($r=1, 2, 3 \dots s$) representan las constantes del material y la función es policonvexa y coercitiva si $\mu_r \geq 0$ $\alpha_r \geq 1$ $\beta_r \geq 1$ y $\gamma_r > 0$

Para implementar el modelo material de la malla en un modelo de elementos finitos son necesarios conocer el tensor de tensión:

$$S = 2 \frac{\partial \mathcal{W}}{\partial C} = \frac{1}{2} \sum_{r=1}^s \mu_r \{ I_r^{\alpha_r - 1} L_r - J_r^{\beta_r - 1} J^2 C^{-1} + [J_r^{\beta_r} - J^{-2\gamma_r} J^{-2\gamma_r}] C^{-1} \}$$

y el tensor tangente de cuarto orden (de elasticidad):

$$C = 2 \frac{\partial S}{\partial C} = \frac{1}{2} \sum_{r=1}^s \mu_r \left\{ \begin{aligned} & (\alpha_r - 1) I_r^{\alpha_r-2} L_r \otimes L_r + (\beta_r - 1) J_r^{\beta_r-2} J^4 (C^{-1} L_r C^{-1} \otimes C^{-1} L_r C^{-1}) \\ & - \beta_r J_r^{\beta_r-1} J^2 (C^{-1} \otimes C^{-1} L_r C^{-1} + C^{-1} L_r C^{-1} \otimes C^{-1}) + (\beta_r J_r^{\beta_r} + \gamma_r J^{-2\gamma_r}) C^{-1} \otimes C^{-1} \\ & - (J_r^{\beta_r} - J^{-2\gamma_r}) (C^{-1} \otimes C^{-1})^s + J_r^{\beta_r-1} J^2 (C^{-1} \otimes C^{-1} L_r C^{-1} + C^{-1} L_r C^{-1} \otimes C^{-1})^s \end{aligned} \right\}$$

3. Hipótesis de trabajo y Objetivos

Hipótesis de trabajo y Objetivos

Hipótesis de trabajo

La interfase malla-tejido es la zona de una hernioplastia con malla que presenta una mayor inestabilidad mecánica.

Objetivo principal:

Desarrollo de una simulación virtual de una hernioplastia con malla basada en un modelo de elementos finitos.

Objetivos secundarios:

Optimización mecánica de la interfase malla-tejido mediante una prueba de concepto elaborada *ex profeso* que denominamos “*Spider*”.

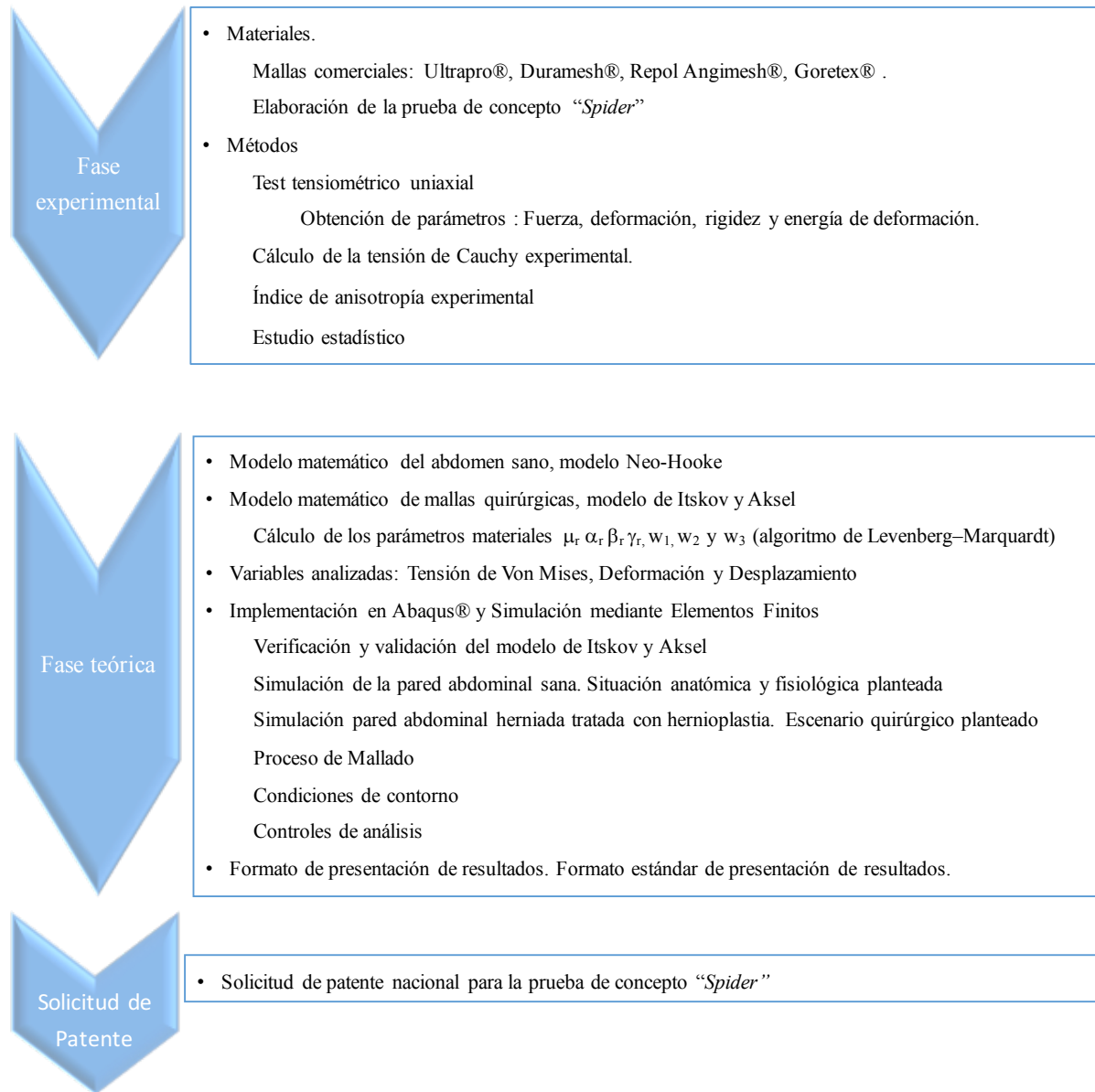
Caracterización mecánica de las propiedades in vitro de 4 mallas comerciales y del prototipo de malla “*Spider*” mediante un test tensiométrico uniaxial.

Estudio comparativo de la tensión de Von Mises, desplazamientos y deformaciones que se producen en la simulación al aplicar la máxima presión intraabdominal.

4. Material y Métodos

Material y Métodos

El esquema del trabajo es el siguiente:



A. Fase experimental.

A.1. Materiales.

A.1.1. Mallas comerciales

Se han utilizado 4 mallas comerciales y una prueba de concepto fabricada *ex profeso* para esta investigación denominada *Spider*. Las características de las mallas comerciales se exponen en la tabla nº 25:

| Nombre comercial | Laboratorio | Material | Densidad | Tipo | Grosor (mm) |
|--|---------------------|------------------------------------|---------------|-----------|-------------|
| Ultrapro® | Ethicon, USA | Poliglecaprona-25 Polipropileno | Baja densidad | Reticular | 0,3 |
| Duramesh® | Sukol, USA | Polipropileno | Alta densidad | Reticular | 0,3 |
| Repol Angimesh® | Angiológica, Italia | Polipropileno | Alta densidad | Reticular | 0,3 |
| Goretex® Soft Tissue Patch | WL Gore, USA | ePTFE | Alta densidad | Laminar | 0,5 |
| Tabla 25. Características de las mallas utilizadas (grosor medido con un calibre digital Mitutoyo®) | | | | | |

A.1.2. Elaboración de la prueba de concepto Spider

El prototipo fabricado se ha realizado manualmente mediante una técnica de tejido de *crochet* (en ganchillo) utilizando filamento de polipropileno de grosor 70 denier. Esta técnica promueve una estructura que semeja una tela de araña disponiendo una serie concéntrica de anillos equidistantes unidos entre sí por ejes radiales (imagen 9). La urdimbre conseguida es de tipo reticular y el tipo de costura permite variar el tamaño del poro.

La técnica empleada usa un único filamento:

- El anillo central se forma por seis cadenetas con un punto bajo.
- 1ª vuelta: en el anillo previo se realizan seis puntos enanos.

Material y Métodos

- 2ª vuelta: Dos medios puntos altos en cada punto bajo (doce medios puntos en total) el primer medio punto alto se sustituye por un punto enano. Se realiza una cadeneta. Se cierra cada vuelta con un punto bajo. Al empezar las sucesivas vueltas se sustituye el primer punto alto por uno enano y se realizan dos cadenetas. Las vueltas se terminan con un punto bajo en la segunda cadeneta del principio.

- 3ª vuelta: se realiza de la misma forma aumentando 12 puntos con 24 puntos altos.

- 4ª vuelta: se dobla el número de puntos y así sucesivamente con el resto de vueltas.

- La última vuelta se cierra con un punto enano.

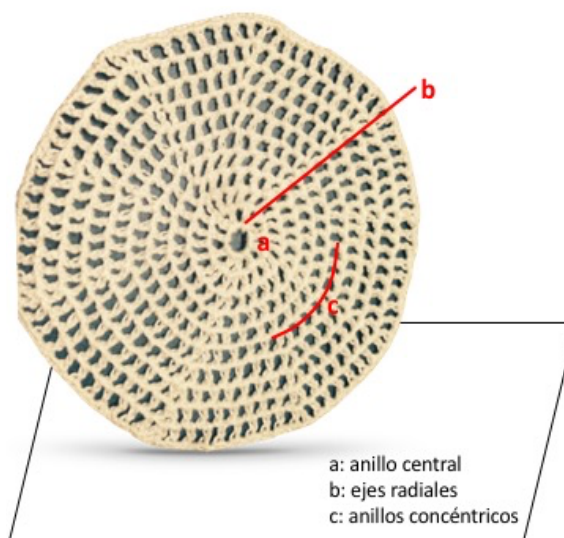


Imagen 9. Malla Spider

La malla analizada en la fase experimental tiene un peso promedio de 104,79 g/m². El grosor promedio de la malla es de 0.295 mm.

La urdimbre obtenida se aprecia en la imagen n° 10 capturada con microscopio estereoscópico.



Imagen 10. Urdimbre en microscopía estereoscópica.

En la fotografía n° 11 se aprecia la urdimbre con microscopio óptico (20x)



Imagen 11. Urdimbre con microscopio óptico (20x)

A.2. Métodos.

A.2.1. Test tensiométrico uniaxial.

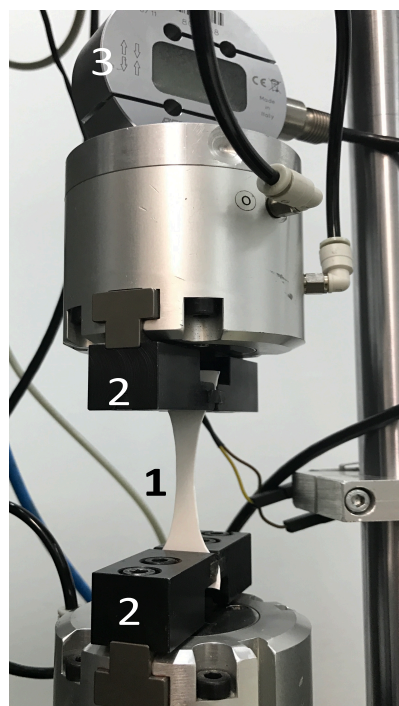
El test tensiométrico uniaxial se ha realizado en dos direcciones ortogonales definidas como el eje rígido (dir 1) y el eje elástico (dir 2) de igual forma a lo descrito en la literatura y siguiendo las especificaciones D5035 de la *American Society for Testing and Materials Standards* (Test Method for Breaking Strength and Elongation of Textile en Annual Book of ASTM, Vol 07.02).

Para ello se han cortado tiras de mallas denominadas *probetas normalizadas*, de 100 mm x10 mm en ambas direcciones de estudio (perpendiculares entre si). De cada dirección de estudio se han realizado 10 pruebas. Cada ejemplo fue embebido en suero fisiológico previamente al test.

El valor del grosor fue medido con un calibre tipo “pie de rey” digital de gran resolución (Mitutoyo®).

Las tiras de las mallas fueron sometidas a un test tensiométrico uniaxial hasta la rotura en una máquina de tracción universal controlada con el programa PCD-control diseñado por Servosis España® que registra la curva tensión-deformación (imagen 12). La célula de carga (traductor) utilizada fue de 20 Kg, calibrada para cargas hasta 10 N. Para realizar el test las tiras se sujetaron a la máquina con mordazas neumáticas y tras una precarga de 10 N se realizó el test hasta rotura. La malla Spider debido a su construcción artesanal se sometió a un test tensiométrico hasta una carga de 16 N por no haber recibido el tratamiento termoplástico de las mallas comerciales.

El software PCD-control® de la máquina da la curva tensión-deformación de la que se obtienen los siguientes datos: carga de rotura, carga elástica, deformación máxima, rigidez y energía absorbida durante el ensayo. Otros datos necesarios para el cálculo de los parámetros materiales del modelo constitutivo se obtienen a partir de los obtenidos en los test tensiométricos y son los siguientes: tensión de Cauchy, deformación longitudinal unitaria λ_1 , acortamiento transversal unitario λ_2 e índice de anisotropía.



1: Probeta 2: Mordaza neumática 3: Traductor

Imagen 12. Test tensiométrico uniaxial.
Laboratorio Escuela de Ingeniería UNED.

A.2.2. Cálculo tensión de Cauchy experimental.

Para estandarizar los resultados obtenidos en la curva tensión-deformación se calcula la tensión de Cauchy. Para ello se tomaron registros del estrechamiento de la probeta cada 100 g de fuerza aplicada, comprobando que $\lambda_2 = 1/\sqrt{\lambda_1}$.

La tensión de Cauchy se expresa por la ecuación:

$$\sigma_{ii}^{exp} = \frac{FF_i}{L_{j0}\lambda_{jt}} \text{ para } i, j = \text{dir1, dir2. } i \neq j$$

Siendo F_i la fuerza aplicada en la dirección i del test y $L_{j0} \lambda_{jt}$ el área de la sección transversal. En esta expresión L_{j0} es la anchura inicial de la tira, t el espesor de la tira y λ_j el acortamiento unitario en la dirección transversal del ensayo j . Representamos el valor de la tensión de Cauchy para un desplazamiento unitario de $\lambda_1 = 1$ porque consideramos que ese valor está dentro del límite elástico en todas las mallas.

A.2.3. Cálculo del índice de ortotropía experimental.

Basándonos en el cálculo del índice de anisotropía de Saberski¹²¹ calculamos el índice de ortotropía como la proporción de los módulos de Young en las dos direcciones de los ensayos. Los módulos de Young son obtenidos por medio del programa PCD-control diseñado por Servosis España® como la pendiente de la curva tensión deformación en la zona elástica. Si el valor de este índice es 1 implica un comportamiento isótropo.

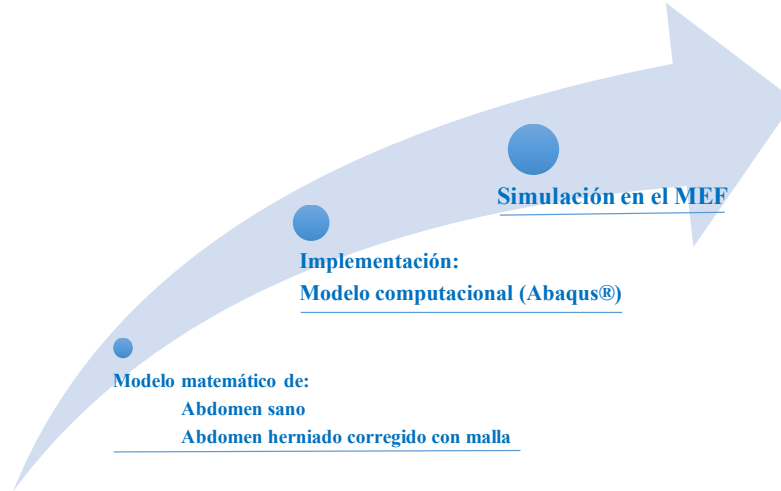
A.2.4. Estudio estadístico de los datos experimentales.

En primer lugar, se ha realizado un estudio descriptivo para analizar medidas de tendencia central (promedio) y de dispersión (desviación estándar). A continuación, se ha aplicado la prueba de Kolmogorov-Smirnov para determinar si las mediciones cumplen la normalidad. Tras el mismo y al comprobar la no normalidad se aplican pruebas no paramétricas para el análisis: la prueba de U de Mann-Whitney para la comparación de las dos direcciones en cada malla y el test de Kruskal Wallis para la comparación de las mallas. El nivel de significación fue establecido en $p < 0,05$.

El análisis se realiza mediante el programa SPSS® (versión 15.0).

B. Fase teórica.

La fase teórica se desarrolla según el esquema siguiente:



B.1. Modelo matemático del abdomen sano.

El objetivo de la modelización del abdomen sano es doble: usarlo como control con el que comparar los resultados de la simulación de la hernioplastia y aplicarlo al modelo de hernioplastia como tejido abdominal periherniario.

La pared abdominal se modeliza como un material isótropo, hiperelástico y compresible aplicando el modelo de Neo-Hooke, caso particularizado del modelo de hiperelasticidad isotrópica propuesto por Mooney¹⁵³ y Rivling¹⁵⁴. A través de una determinada función de energía de deformación polinomial relaciona las tensiones y deformaciones que experimenta el abdomen.

La citada función de energía de deformación se representa mediante la función:

$$\mathcal{W} = c_{10} (\bar{I}_1 - 3) + \frac{2}{d_1} (j - 1)^2$$

Siendo c_{10} y d_1 las constantes del material y \bar{I}_1 el invariante del tensor C de deformación Green-Cauchy por la derecha.

Ahora bien, para que sea coherente con la teoría de la elasticidad lineal para pequeñas deformaciones, las constantes c_{10} y d_1 tienen que estar relacionadas con las características de los materiales: con el módulo de elasticidad de Hooke (E) y el de Poisson (ν) por medio de las siguientes expresiones: $c_{10} = \frac{E}{4(1+\nu)}$ y $d_1 = \frac{6(1-2\nu)}{E}$

El módulo de elasticidad y de Poisson aplicados ha sido $E=2,7$ MPa y $\nu=0,4$ respectivamente¹⁶⁸.

Los valores obtenidos de los parámetros materiales utilizados en el análisis son $C_{10}=482142,857 \text{ Pa}$, y $d_1=4,4 \cdot 10^{-7}$.

Las variables I_1 y J son variables que dependen del estado de deformación del cuerpo.

B.2. Modelo matemático de las Mallas Quirúrgicas.

Debido a la diversidad estructural de las mallas disponibles en el mercado, la creación de un modelo matemático específico para cada una de ellas es un trabajo arduo y costoso. Por ello, se ha formulado un único modelo matemático, que relaciona las tensiones y deformaciones en la zona elástica para todas ellas y en el que se asume las características mecánicas de las mallas (urdimbre, tamaño de poros, etc.) como un material continuo con características de hiperelasticidad anisótropa.

El modelo matemático elegido es el modelo de hiperelasticidad anisótropa de *Itskov y Aksel* cuya función densidad de energía de deformación considera a los parámetros μ_r , α_r , β_r , γ_r y ω_1 , ω_2 , ω_3 como constantes del material.

La función densidad de energía de deformación viene dada por la función:

$$\mathcal{W} = \mathcal{W}(I_r, J_r, J) = \frac{1}{4} \sum_r^S \mu_r \left[\frac{1}{\alpha_r} (I_r^{\alpha_r} - 1) + \frac{1}{\beta_r} (J_r^{\beta_r} - 1) + \frac{1}{\gamma_r} (J^{-2\gamma_r} - 1) \right]$$

Las condiciones que aseguran la unicidad y existencia de solución al problema elástico son:

$$\mu_r \geq 0, \alpha_r \geq 1, \beta_r \geq 1, \gamma_r > 0 \text{ y } \omega_1 + \omega_2 + \omega_3 = 1.$$

Este modelo se implementará en un modelo de elementos finitos en el programa comercial Abaqus®.

Cálculo de parámetros materiales del modelo.

Los parámetros μ , α , β , γ dependen del tipo de material y se obtienen mediante el ajuste de la expresión matemática de \mathcal{W} con los resultados experimentales obtenidos a partir de los de los test tensiométricos.

Las variables I y J dependen del estado de deformación de la anisotropía de las mallas, también obtenidos a partir de los test tensiométricos.

Para poder identificar los parámetros materiales μ_r , α_r , β_r , γ_r , ω_1 , ω_2 , ω_3 de la ecuación de la energía de deformación de *Itskov y Aksel*¹⁶³ se ha utilizado la aproximación de regresión no lineal de mínimos cuadrados del algoritmo de Levenberg–Marquardt¹⁶⁹, normalmente utilizado para los tejidos biológicos blandos, utilizando el programa Matlab®. De este modo el problema del ajuste de los

valores de los parámetros del material se formula como un problema de optimización estándar con restricciones.

Este algoritmo minimiza la tensión de Cauchy, función objetivo, para los test tensiométricos:

$$f = \sum_k^{ndat\ a_1} \left(\sigma_{11k}^{exp} - \sigma_{11}(\lambda_{1k}\lambda_{2k}) \right)^2 + \sum_k^{ndat\ a_1} \left(\sigma_{22k}^{exp} - \sigma_{22}(\lambda_{1k}\lambda_{2k}) \right)^2 +$$

$$\sum_k^{ndat\ a_1} \left(\sigma_{22k}^{exp} - \sigma_{22}(\lambda_{1k}\lambda_{2k}) \right)^2 + \sum_k^{ndat\ a_1} \left(\sigma_{11k}^{exp} - \sigma_{11}(\lambda_{1k}\lambda_{2k}) \right)^2$$

con las restricciones:

$$\mu_r \geq 0, \alpha_r \geq 1, \gamma_r > 0, \omega_1 + \omega_2 + \omega_3 = 1$$

En la expresión anterior se consideran los errores de los datos experimentales en ambas direcciones: en el primer y segundo sumando de la expresión de f se tienen en cuenta el error de los datos experimentales en la dir 1, y en el tercer y cuarto sumando el error en la dir 2. Los valores $ndata\ 1$ y $ndata\ 2$ se refieren al número de datos experimentales considerados en ambas direcciones obtenidos en la zona elástica de la curva tensión-deformación.

En general la resolución de este problema es muy compleja ya que no hay un resultado teórico que garantice la existencia de una única solución. Además, se ha comprobado que la solución es muy sensible a la variación de los datos de entrada, con lo que la incertidumbre del resultado es alta.

La correlación entre el modelo numérico y los datos experimentales se calcula mediante los coeficientes de correlación r_1 y r_2 aplicando el método de aproximación de mínimos cuadrados no lineal con restricciones de Levenberg–Marquardt, mediante la fórmula:

$$r_i = \frac{\sum_k^{ndata_i} (\sigma_{iik}^{exp} - \sigma_{iik}^{-exp})(\sigma_{ii} - \bar{\sigma}_{ii})}{\sqrt{\sum_k^{ndata_i} (\sigma_{iik}^{exp} - \bar{\sigma}_{ii}^{exp})^2} \sqrt{\sum_k^{ndata_i} (\sigma_{ii} - \bar{\sigma}_{ii})^2}}$$

Donde $i = 1, 2$ dependiendo de la dirección de interés del ensayo. La barra superior significa un valor promedio.

El valor de r cercano a 1 nos da la mejor correlación entre los datos experimentales y los datos del modelo.

Sin embargo, este coeficiente de correlación no es adecuado para evaluar la bondad del ajuste en detalle. Por ello, se ha aplicado una segunda medida de error “ e_i ” basada en la función:

Material y Métodos

$$e_i = \frac{100}{\overline{\sigma_{ii}^{exp}}} \sqrt{\frac{f}{ndata_i - q}}$$

Donde $\overline{\sigma_{ii}^{exp}}$ es el valor medio de la tensión en la dirección de interés, $ndata_i$ es el número de datos considerados y q es el número de parámetros de la función de energía de deformación f a aproximar.

Esta función e_i da un porcentaje de la raíz cuadrada de la media de los errores entre los datos experimentales y los datos del modelo normalizado con respecto al valor medio de la tensión. Cuando más cerca de 1%, menor error porcentual existirá entre los datos experimentales y los datos del modelo.

B.3. Variables analizadas.

Para caracterizar adecuadamente el comportamiento mecánico de nuestro modelo, las variables analizadas se medirán en la cara interna (intraabdominal) y externa (extraabdominal) de la simulación. Todas las variables son comparadas con el abdomen sano porque representa la situación de normalidad fisiológica.

Las variables analizadas son:

La tensión de Von Mises (Tensión de VM), representa el estado tensional de un punto material. Especifica que en aquellos puntos materiales donde se produzca una acumulación de energía implicará un mayor riesgo de fallo estructural. Su valor se aportará en Kilopascasles (Kpa).

Esta tensión originará un cambio en el tamaño o forma del material analizado que estudiaremos desde el punto de vista de la deformación axial o unitaria mediante dos aproximaciones, las deformaciones y desplazamientos. Ambas variables se refieren al cambio de longitud por efecto del estiramiento al que se somete la estructura, pero desde distinto punto de vista.

Deformaciones. La variable deformación contempla la alteración de la forma o dimensiones de la pared abdominal como resultado de haber sido sometida a la PIA. Esta deformación se produce en las tres direcciones ortogonales de los ejes cartesianos, denominándose deformaciones principales. Presentaremos la deformación máxima cuyos valores pueden ser positivos, si la deformación es a tracción, o negativos si es a compresión. La coexistencia de cargas a tracción y deformación induce el denominado fenómeno de alabeo, origen de la aparición de fuerzas de torsión que inestabilizarán el sistema.

Desplazamientos. Es el vector cuyo origen es la posición inicial antes de la deformación producida por la PIA y la posición final (después de la deformación) de un mismo punto material del medio continuo. Son definidos en un sistema cartesiano de referencia con respecto a tres ejes perpendiculares entre sí (plano y espacio). En el plano definimos los desplazamientos U_1 y U_2 correspondientes con los ejes “OX” y “OY” respectivamente (imagen 13). Perpendicular a ellos disponemos el desplazamiento U_3 en el espacio (eje “OZ”). Consideraremos el desplazamiento U como el integral de los desplazamientos U_1 , U_2 y U_3 . Sus valores se aportarán en centímetros.

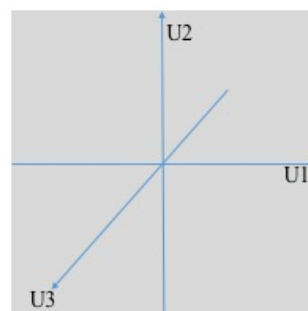


Imagen 13. Direcciones U

Las variables analizadas se han estudiado de forma *cualitativa y cuantitativamente*. Las primeras se expondrán mediante capturas gráficas de la simulación y las segundas con la ayuda de gráficas e índices numéricos.

B.4. Simulación mediante Elemento Finitos.

Para comprobar si la implementación del modelo matemático es correcta primero se debe verificar el modelo y posteriormente se valida reproduciendo *in silico* los ensayos mecánicos. Posteriormente, si estos procesos confirman la corrección de los modelos constitutivos se procede a la simulación mediante elementos finitos en el abdomen sano y el herniado con hernioplastia.

B.4.1 Verificación del modelo

Verificar supone asegurar que la programación ejecuta de forma correcta las ecuaciones propuestas; en definitiva, se trata de demostrar la bondad del modelo de Itskov y Aksel, para lo que se comparan los datos de las tensiones de Cauchy experimental con los calculados por el programa Abaqus® para un caso sencillo, siguiendo los siguientes pasos:

Se simulan los test tensiométricos uniaxiales mediante desplazamiento controlado de los nodos en un único elemento C3D8 de Abaqus® en las dos direcciones de estudio 1 y 2 respetando las mismas condiciones de contorno (imagen 14). Se activaron condiciones de grandes deformaciones.

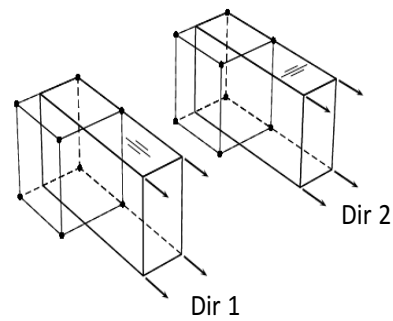


Imagen 14. Elementos C3D8 y direcciones de estudio

Para este fin, se reproducen los tests tensiométricos en el modelo implementado en el programa Abaqus® usando la subrutina de UANISOHYPER_INV. Para la computación se utiliza 1 elemento y 8 nodos.

Una correcta verificación implica que la tensión de Cauchy experimental y del modelo sean coincidentes.

B.4.2. Validación del modelo.

A diferencia de la verificación que se realiza en un único elemento, la validación se realiza modelando tiras de mallas de 100 mm × 10 mm semejante a las probetas de mallas utilizadas en los test tensiométricos, empleando el mismo tipo de elemento C3D8 de Abaqus®. Los ensayos simulados se realizan para las dos direcciones 1 y 2 imponiendo a las tiras las mismas condiciones de contorno en desplazamiento de los test tensiométricos experimentales (fijando la malla en la mordaza inferior y desplazando la mordaza superior hacia arriba).

De esta forma se reproduce la curva tensión-deformación como en los test tensiométricos experimentales obteniéndose los mismos datos: fuerza aplicada hasta la rotura, alargamiento, rigidez y energía absorbida durante el test.

De estos datos se obtiene la tensión de Cauchy del modelo en Abaqus® que se compara con la experimental obtenida de los test tensiométricos experimentales. Una correcta validación implica la coincidencia de ambas tensiones.

B.4.3. Simulación de la pared abdominal sana.

En este apartado analizamos *in silico* por elementos finitos el comportamiento del abdomen sano no herniado. El objetivo es determinar las condiciones mecánicas que utilizaremos como control con el que comparar los resultados de la simulación de la hernioplastia. Este mismo modelo se aplicará como el abdomen periherniario en la simulación de la hernioplastia.

B.4.3.1. Situación anatómica y fisiológica planteada.

Conforme a las pautas de los trabajos seminales del grupo alemán de Schumpelick^{2, 4, 5}, se configura un modelo simplificado de abdomen mediante una abstracción anatómica asemejando la cavidad abdominal a una esfera o a un cilindro, considerando que, según la ley de Laplace, la PIA determina sobre la pared abdominal una tensión que es uniforme en toda la superficie parietal.

Por tanto, hemos desarrollado un modelo simplificado del abdomen proyectando una esfera sobre el plano, con un radio de 160 mm.

Hemos considerado los valores de PIA fisiológicos determinados por Cobb⁴⁸, aplicando el máximo de presión (22,800 KPa) obtenido durante la acción de saltar. Siguiendo la ley de Laplace, esta PIA se simula como un vector perpendicular orientado de dentro a fuera que incide perpendicularmente a la superficie parietal proporcionando una presión uniforme en la pared abdominal (imagen 15).

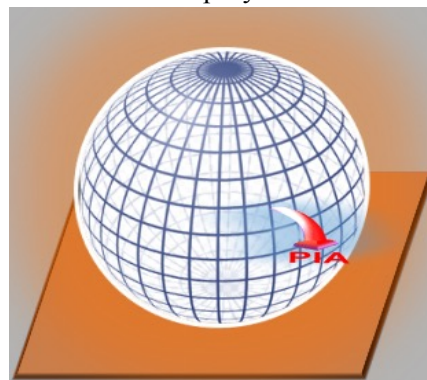


Imagen 15. Modelo de esfera y PIA

La musculatura abdominal ha sido simulada como un elemento continuo de comportamiento simétrico sobre una hipotética línea central. Esto es así porque nuestra simulación de hernia comprende un defecto herniario centrado en la línea media, en la que no es posible el cierre anatómico de la pared abdominal (hernia inveterada).

En este escenario clínico real las relaciones entre músculos de ambos lados de la línea media se pierden, al no poder ser reconstruida la línea media, por lo que la TMF no se recompone y la acción de la musculatura sobre el contorno de la hernia viene resuelta por el vector de fuerza representante del músculo transversal con una acción simétrica de distracción sobre el límite herniario, ya que las

Material y Métodos

acciones del MOE y MOI se anulan entre sí al tratarse de vectores con una orientación perpendicular entre sí²⁵.

B.4.4. Simulación de la pared abdominal herniada tratada con hernioplastia.

En este apartado analizamos *in silico* por elementos finitos el efecto que la malla produce en la pared abdominal herniada tras su implantación, es decir en el momento cero, sin producirse el proceso cicatricial.

B.4.4.1. Situación quirúrgica planteada.

La pared abdominal anterior virgen consiste en una compleja fusión de capas musculares y fascias solapadas entre sí que operan de manera activa o pasiva. Gracias a la TMF la musculatura de un hemiabdomen se integra con el lado opuesto formando una única unidad funcional. Mecánicamente los estudios disponibles la definen como un material anisótropo con un eje elástico en la dirección vertical (xifopubiana) y uno rígido perpendicular en la dirección transversal^{52, 56}.

Sin embargo, en el escenario clínico de una hernia de línea media abdominal, donde la reparación protésica no puede recomponer la anatomía primitiva, la unidad funcional se pierde y la musculatura de ambos hemiabdomen pierde la función de conjunto. En este contexto, físicamente la acción de los músculos oblicuos mayor y menor se anula entre sí al ser sus fibras perpendiculares, por lo que predomina la acción del músculo transverso que provoca la distracción de los límites del orificio herniario.

El caso clínico teórico planteado es el de una hernia situada en la línea media abdominal, de morfología circular con un radio de 50 mm en la que no es posible la corrección anatómica por lo que su reparación se realiza mediante la colocación de una prótesis a modo de sustitución de la pared abdominal, fijándola de forma “borde a borde” a los límites de la solución de continuidad formando así la IMT. En esta situación consideramos la PIA, como un vector perpendicular orientado de dentro a fuera que incide perpendicularmente a la superficie parietal, que actúa uniformemente tanto en la superficie interna protésica como en la IMT, así como en el tejido abdominal periherniario.

De esta forma el modelado ha quedado como sigue (imagen 16):

El abdomen se ha simulado aplicando el anterior modelo de pared abdominal sana mediante una configuración esférica de radio 160 mm y espesor 16 mm (se tomó una media de las medidas de los músculos planos abdominales realizadas por Kordi¹⁷⁰ y Rankin¹⁷¹).

El orificio herniario se simula sustrayendo todos los elementos anatómicos de la pared abdominal, con una configuración circular de 50 mm de radio y el resto se considera como tejido abdominal periherniario. La prótesis se ha modelizado adaptándola morfológicamente al defecto central; es decir, con una configuración circular de 5 cm radio. Sobre este modelo se aplica la PIA fisiológica máxima calculada por Cobb (22,74 KPa) que reproduce la acción de un individuo dando saltos.

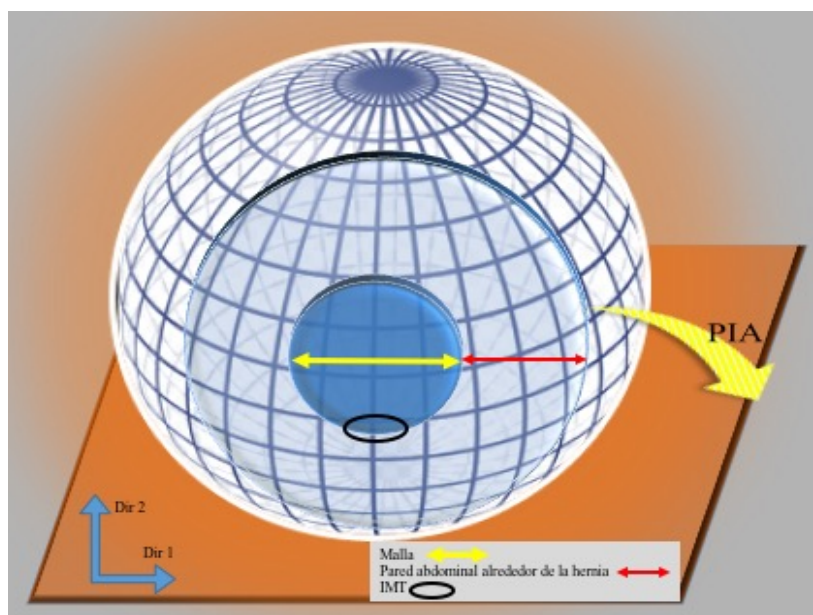


Imagen 16. Simulación pared abdominal herniada

Debido a la isotropía constitutiva que se ha supuesto en la pared abdominal (ver modelo de pared abdominal sana) y a la anisotropía estructural de la malla quirúrgica, sólo es necesario modelar un octavo del modelo completo aplicándose las correspondientes condiciones de contorno de simetría mencionadas anteriormente.

En la simulación quirúrgica, la malla se implanta espacialmente teniendo en cuenta los test tensiométricos, de tal forma que el eje rígido (dirección 1) se orienta horizontalmente (proyección transversal en abdomen) y el eje elástico (dirección 2) en el vertical (proyección cráneo-caudal en el abdomen). Estos ejes se corresponden con los ángulos 0°, eje OX y 90°, eje OY respectivamente de la IMT, en un sistema cartesiano de referencia.

B.4.5. Proceso de Mallado

En el mallado de la pared abdominal se ha tomado el elemento de Abaqus® C3D20R, que es un hexaedro de 20 nodos con integración reducida (8 puntos de integración). Para la malla quirúrgica se ha utilizado el elemento C3D20, hexaedro de 20 nodos con integración completa.

El total de número de nodos y de elementos se expone en la Tabla 26.

| Mesh Statistics | | | | |
|--------------------------------|---------------|-----------------|----------|-------|
| Summary | | | | |
| Total number of nodes: 30864 | | | | |
| Total number of elements: 6106 | | | | |
| Details | | | | |
| By Instance | | By Element Type | | |
| | Instance Name | Element Type | Elements | Nodes |
| 1 | abdominal-1 | | 5896 | 29261 |
| 2 | | C3D20R | 5896 | |
| 3 | mesh-1 | | 210 | 1603 |
| 4 | | C3D20 | 210 | |

Tabla 26. Nodos y elementos usados en el mallado

En la imagen 17 se expone un ejemplo de mallado realizado en nuestro laboratorio con la malla Ultrapro®.

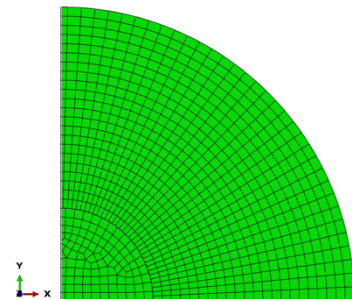


Imagen 17. Mallado de la prótesis Ultrapro®

B.4.6. Condiciones de contorno

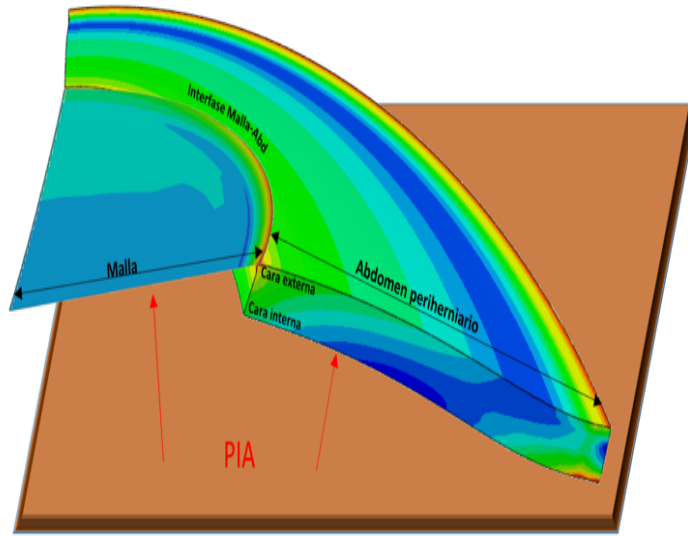


Imagen 18. Condiciones de contorno

La fijación de la malla en la pared abdominal se ha simulado uniéndola a la cara externa de la pared abdominal (en sentido postero-anterior) lo que recrea la situación quirúrgica de hernioplastia “borde a borde” (“*inlay*”), (imagen 18, representación de 1/8 del modelo de esfera).

Considerando que la diferencia de espesor entre la malla y la pared abdominal hace que sea muy difícil que el mallado entre ambos sean congruente, es decir, que haya continuidad nodal, la unión entre la malla y la pared-abdominal se ha modelado utilizando la técnica de contactos usada en los elementos finitos denominada “multipoint constraints”, en la que los desplazamientos de una superficie (superficie esclava) se expresan en función de los desplazamientos de la otra superficie (superficie maestra). Conforme a ello, para modelar la continuidad en desplazamientos a lo largo de la interfaz malla-pared abdominal se han utilizado restricciones cinemáticas de modo que, los desplazamientos de los nodos pertenecientes al borde exterior de la malla que forma parte de la interfaz común, se expresan en función de los nodos del respectivo borde de la pared abdominal, situados sobre dicha interfaz. Se ha adoptado como superficie esclava la malla quirúrgica y como superficie maestra la pared abdominal.

Las condiciones de contorno en desplazamiento que se impusieron fueron: en el plano OZX se restringe el desplazamiento U_y , en el plano OYZ se restringe el desplazamiento U_x y a lo largo del perímetro abdominal se restringe todos los desplazamientos ($U_x = U_y = U_z = 0$). Con las dos primeras condiciones de contorno se permite que la malla y la pared abdominal deslicen a lo largo de los respectivos planos de simetría y sin separarse de estos. En cambio, con la última condición de contorno

se considera que la pared abdominal está completamente anclada (lo que simula los límites fisiológicos osteomusculares abdominales: borde costal, plano musculoaponeurótico lumbar y borde óseo pélvico).

Las condiciones de contorno referentes a la fuerza aplicada fueron: la presión aplicada sobre las caras internas del área protésica y de la pared abdominal se incrementa a lo largo del tiempo alcanzando su valor máximo de 22.800 Pa al final del análisis (PIA medida en un sujeto adulto al saltar).

B.4.7. Controles de análisis

Se ha supuesto un análisis cuasiestático porque no se consideran efectos dinámicos (vibraciones, fuerzas de inercia, etc.) y en el que se toma como tiempo final de análisis 1 sg. Se ha utilizado un método iterativo incremental empleando el método de Newton-Raphson completo (se factoriza la matriz de rigidez en cada iteración).

Se han aplicado controles de convergencia en fuerzas y en desplazamientos con tolerancias en fuerza de $5 \cdot 10^{-3}$ y en desplazamientos de 10^{-2} . Finalmente, la incrementación temporal ha sido automática con un paso temporal inicial de 10^{-3} , paso mínimo de 10^{-5} y paso máximo de 10^{-1} .

B.5. Formato de la presentación de resultados

Dada la complejidad de la exposición de resultados, a continuación se describe cómo serán expuestos para una mejor comprensión de los mismos.

B.5.1. Formato de la presentación de Resultados de la simulación del abdomen sano.

Se presentarán en dos apartados

B.5.1.1. Estudio cualitativo: Imágenes de las simulaciones de la Tensión de Von Mises, Deformaciones y Desplazamientos U1, U2 y U3.

B.5.1.2. Estudio cuantitativo. Se expondrán los siguientes gráficos:

“Gráfico de la Tensión de Von Mises en el punto teórico que correspondería con la IMT en la pared herniada y reparada”

“Gráfico de la Tensión de Von Mises radial”

“Gráfico de la Deformación”

“Gráficos de Desplazamientos U1, U2 y U3”

“Gráfico del Desplazamiento radial, considerando las direcciones 1 y 2” (equivalentes a las de la simulación de la pared herniada y tratada con hernioplastia)

B.5.2. Formato de presentación de resultados de la simulación de la pared abdominal herniada tratada con hernioplastia.

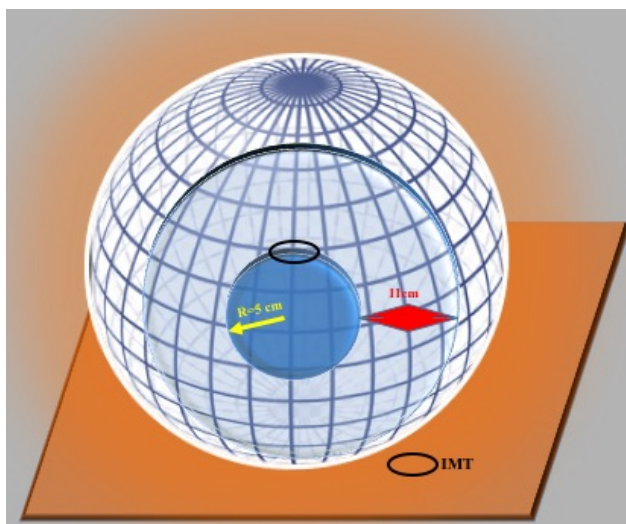
El estudio se ha realizado en dos grandes bloques: por malla y mediante estudios comparativos.

B.5.2.1. Estudios por malla

Se han considerado tres zonas de estudio (imagen 19):

Zona de la malla. Corresponde al “parche” protésico de forma circular de 50 mm de radio.

Zona de la IMT. Esta zona coincide espacialmente con el punto OX=50 mm. Referenciamos los datos a la zona de la malla (IMT-protésica) y del tejido (IMT-tisular).



Zona del tejido abdominal alrededor del defecto herniario. Corresponde con el anillo concéntrico exterior con un anchura de 110 mm (imagen 19).

Imagen 19. Zonas de estudio en la simulación

Los datos serán presentados en dos apartados: cualitativos y cuantitativos.

Resultados cualitativos de los estudios por malla.

Los datos se muestran en forma de capturas gráficas de la simulación, diferenciando la correspondiente a la malla vs abdomen periherniario.

Todas las simulaciones se realizan en un octavo de esfera para ahorrar recursos informáticos lo que facilita y ahorra tiempo en los cálculos matemáticos (imagen 20). Las representaciones del modelo se mostrarán en imágenes 3D por separado del conjunto malla-abdomen, de la malla y del abdomen periherniario (a efectos de una mejor valoración de la escala de colores presente en cada gráfico). La malla se representa mediante un sector circular y la pared abdominal periherniaria con un sector de una corona circular que se corresponde con el anterior concéntricamente; la IMT queda definida entre ambas estructuras.

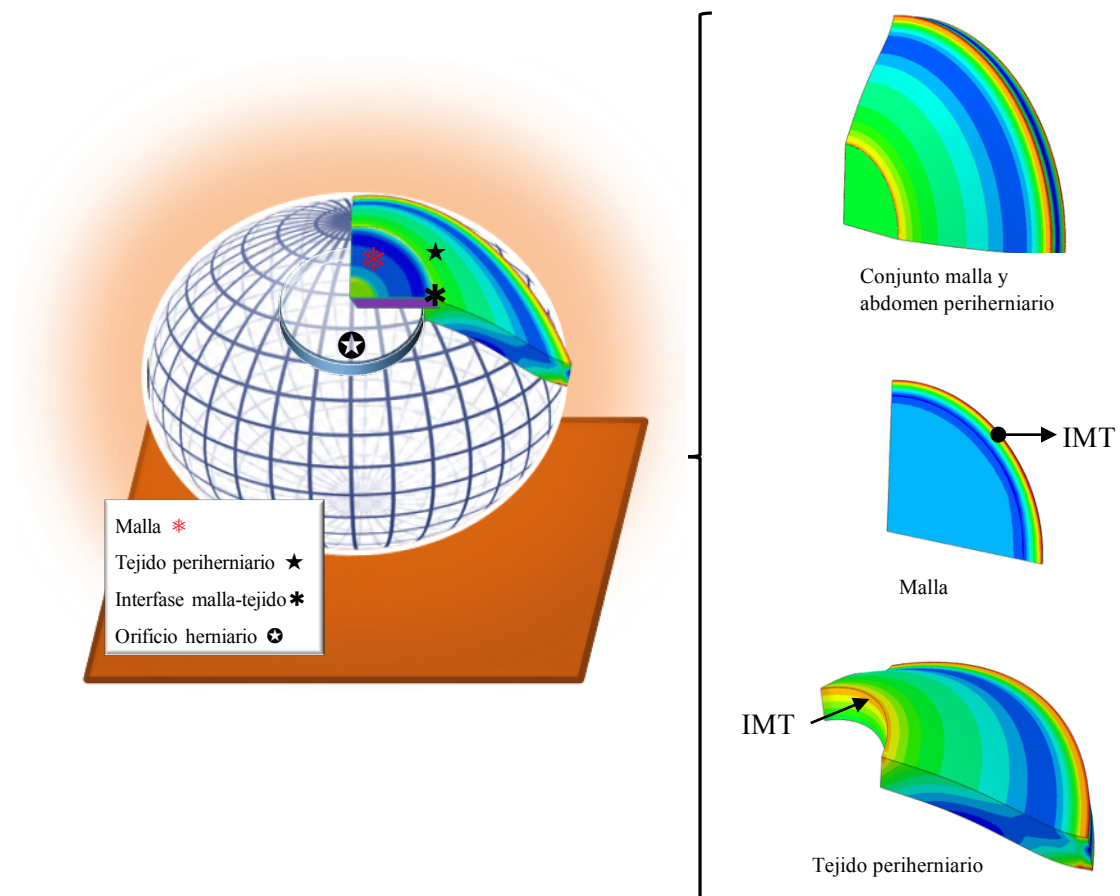


Imagen 20. Presentaciones gráficas en 3D del modelo: malla y tejido periherniario

Para una correcta interpretación de la orientación, se adjuntan las tres direcciones del espacio consideradas (OX, OY, OZ) y una leyenda con los valores de la simulación.

Resultados cuantitativos de los estudios por malla

Están pensados especialmente para mostrar el comportamiento de la IMT. Se realizan de dos formas: según el eje radial y el angular:

Estudio según el eje radial.

El estudio sigue un eje radial desde el punto (0,0,0) origen centro geométrico de la malla hasta la periferia de la pared abdominal (16,0,0). La malla se encuentra entre los puntos (0,0,0) y (5,0,0), la IMT coinciden con el punto (5,0,0) y el tejido periherniario se encuentra entre los puntos (5,0,0) y (16,0,0). Descriptivamente se presentará un gráfico en el que el eje de abscisas (OX) representa la distancia desde el centro, punto (0,0,0) al extremo, punto (16,0,0) (imagen 21).

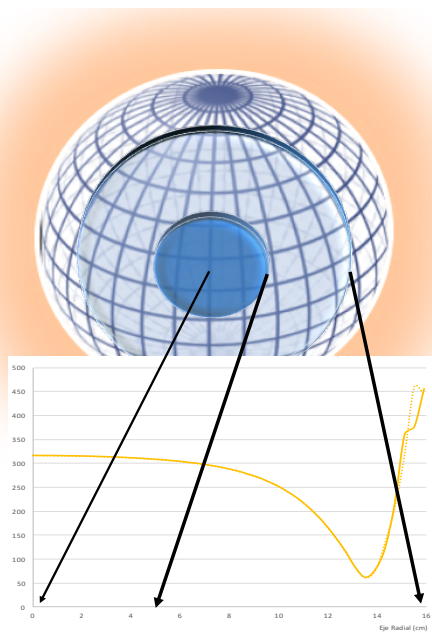


Imagen 21. Estudio radial

Estudio Angular.

El estudio angular se realiza entre 0° y 180° de la IMT.

Los resultados se presentan según la dirección 1 y 2 de cada malla proyectando la simulación sobre el gráfico (imagen 22). De este modo, los puntos 0° y 180° son especulares de la dir 1 (eje rígido de las mallas en los test experimentales) y el 90° corresponde con la dir 2 (eje elástico de las mallas en los test experimentales).

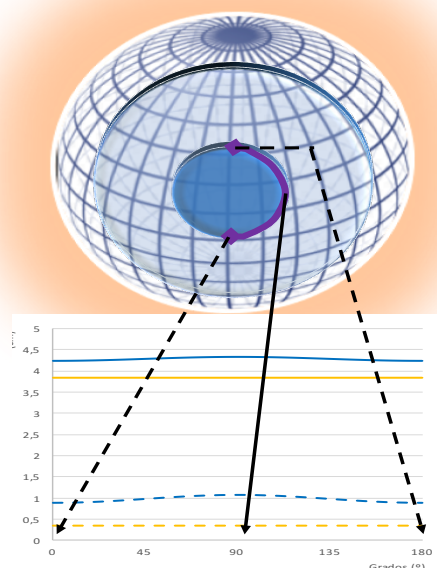


Imagen 22. Estudio angular

Estos estudios se muestran en los siguientes gráficos:

“Promedio y desviación estándar de la tensión de Von Mises en la IMT, dir 1 y 2”

“Tensión de Von Mises Radial, dir 1-2 (Cara interna vs cara externa)”

“Deformación IMT Protésica vs IMT tisular, dir 1 y dir 2”

“Desplazamiento según direcciones 1-2”

“Desplazamiento IMT: U1_U2 y U3”

“Desplazamiento según las direcciones 1-2 en la dirección radial”

B.5.2.2. Estudios Comparativos

Siguiendo la misma metodología de los estudios cualitativos, radiales y angulares, se exponen los datos en forma de tablas y gráficos comparando los resultados de las diferentes mallas:

Estudio Comparativo. Tensión VM en la IMT angular.

Se calcula el promedio y desviación estándar de la tensión de VM en la IMT en un ángulo de 0 a 180° (semicircunferencia). Se analiza la IMT-protésica y la tisular, en la cara interna vs cara externa y se compara con la tensión de la pared abdominal sana. Con este análisis se pretende establecer si la hernioplastia es fisiológica (cuanto más cercano se encuentren los valores de la pared sana) y también la inestabilidad mecánica de la IMT, ya que cuanto mayor es el gradiente entre la malla y el tejido periherniario mayor será las posibilidades de rotura de la corrección quirúrgica.

Índice de ortotropía de la IMT según la tensión de VM.

Se define el índice de ortotropía como la proporción del promedio de la tensión de Von Mises en la IMT protésica y tisular entre las dos direcciones de estudio 1-2 y considerando ambas caras. Para ello calculamos la diferencia del promedio de la tensión de VM tanto en la IMT-protésica como en la IMT-tisular, en un arco de circunferencia entre 0 y 20° que representa la dirección 1 y entre 70 y 90° para la dirección 2. Estos promedios se restan y finalmente se calcula el porcentaje entre las direcciones de estudio. Los resultados se presentan en cara la externa y en la interna. Cuanto más cercano a 0% significa que la tensión de VM en las direcciones 1 y 2 de la IMT son similares.

Estudio comparativo de la deformación en la IMT según las direcciones 1 y 2.

Se analizan las deformaciones en la IMT-protésica y tisular tanto en la cara externa como interna.

Material y Métodos

Estudio comparativo de los desplazamientos en cuatro puntos espaciales.

Se analizan los desplazamientos U_1 en la dir 1, U_2 en la dir 2 y U_3 en ambas direcciones, en cuatro puntos espaciales: punto central de la malla (2.5,0,0) IMT-protésica (4.5,0,0), IMT-tisular (5.5,0,0) y finalmente, punto del abdomen alrededor de la malla (10,0,0).

Ello nos da una idea del diferente desplazamiento que puede apreciarse en la simulación, observándose la naturaleza rígida o elástica de las diferentes zonas.

B.5.3. Formato estandarizado de presentación de resultados del modelo de elementos finitos

Con el objetivo final de poder comparar nuestro modelo matemático y de simulación con el resto de grupos de investigación y facilitar su reproducción por la comunidad científica se lleva a cabo una descripción estandarizada, siguiendo las instrucciones de Erdemir¹⁴⁰.

Se trata de un listado pormenorizado y esquematizado de todos los procesos de construcción, procesado y Postproceso del modelo matemático y de la simulación.

C. Solicitud de Patente Nacional para el prototipo de malla Spider.

Con la idea de que es un deber transferir la tecnología para ponerla a disposición de los profesionales y, por tanto, de los pacientes, llevamos a cabo la tramitación de patentabilidad de la prueba de concepto “*Spider*” en colaboración con el Instituto de Investigación del Hospital Universitario La PAZ (IdiPAZ) y la Universidad Nacional de Educación a Distancia (UNED).

Para ello se llevó a cabo una petición de protección a la Oficina Española de Patentes, registrando la solicitud con el número 201331453, figurando como titulares la Fundación para la Investigación Biomédica del H. U. La Paz (50%) y la Universidad Nacional de Educación a Distancia (50%) y como inventores José Tomás Castell Gómez y M^a Teresa Carrascal Morillo.

Este documento (ver apéndice) incluye los siguientes apartados principales:

Campo de la invención. Hace referencia al escenario clínico al que va dirigida la prótesis

Antecedentes de la invención. Estudio internacional de las mallas que pueden entrar en conflicto con nuestro prototipo. Para ello se realizó una búsqueda internacional en diversas bases de datos: Thomson Innovation, Espacenet e Invenes.

Breve descripción de la invención. Se hace resaltar la geometría isotropa de la malla apoyándonos en diversos esquemas gráficos

Reivindicaciones. Se describen 10 reivindicaciones donde se expone la originalidad y la carga inventiva del prototipo.

5. Resultados

Resultados

A. Fase experimental.

A.1. Test tensiométrico uniaxial.

A continuación, se exponen los resultados de los parámetros obtenidos mediante los test tensiométricos uniaxiales a rotura en las dos direcciones (1 y 2) de ortotropía estudiadas, describiéndose la curva de tensión-deformación que caracteriza mecánicamente a estos dispositivos (tabla 27).

| | Carga rotura N/cm | Carga elástica N/cm | Rigidez N/mm | Energía J |
|--|-----------------------------|-------------------------------|------------------------|---------------------|
| Spider 1* | | 0,361 (0,001) | 0,057 (0,003) | 0,132 (0,001) |
| Spider 2* | | 0,361 (0,00) | 0,057 (0,000) | 0,132 (0,000) |
| Ultra 1* | 83,07 (0,01) | 82,7 (0,08) | 4,23 (0,01) | 1,05 (0,02) |
| Ultra 2* | 7,45 (0,12) | 5,85 (0,01) | 0,41 (0,01) | 0,1 (0,004) |
| Dura 1* | 141,31 (0,034) | 119,58 (0,15) | 2,58 (0,03) | 2,85 (0,02) |
| Dura 2* | 77,34 (0,026) | 74,8 (0,14) | 1,53 (0,15) | 2,002 (0,01) |
| Repol 1* | 120,3 (0,03) | 17,7 (0,13) | 2,03 (0,03) | 3,49 (0,02) |
| Repol 2* | 80,86 (0,03) | 66,04 (0,17) | 1,89 (0,01) | 1,32 (0,002) |
| Gore 1* | 67,86 (0,02) | 35,2 (0,01) | 7,87 (0,01) | 2,52 (0,02) |
| Gore 2* | 54,7 (0,19) | 27,1 (0,03) | 7,61 (0,02) | 1,18 (0,01) |
| Tabla 27. Resultados test tensiométricos uniaxiales a rotura (excepto Spider a 16 N). Promedio (y Desviación estándar) *p<0,05 | | | | |

Las principales consecuencias que podemos obtener son:

Todas las mallas excepto Ultrapro® en dir 2 son capaces de aguantar en exceso tanto la carga de 16 N/cm como la de 32 N/cm establecidas por Schumpelick como las tensiones de rotura que deben soportar las prótesis, tanto si se utilizan como refuerzo o como sustitución de la musculatura respectivamente.

La rigidez de la malla Spider es significativamente muy inferior al resto de mallas. La mayor rigidez se obtiene con la malla Goretex®.

Resultados

En general, la respuesta observada en el test tensiométrico de todas las prótesis refleja el comportamiento típico de un material hiperelástico no lineal en el que la deformación es independiente de la carga aplicada y en la que se puede apreciar una zona elástica y otra plástica. Característicamente no presentan zona de fluencia o esta es insignificante.

En la imagen 23 observamos un ejemplo de la fase elástica del test tensiométrico, donde el estiramiento de la malla es aún reversible (la estrella roja marca la elasticidad de la curva del test).

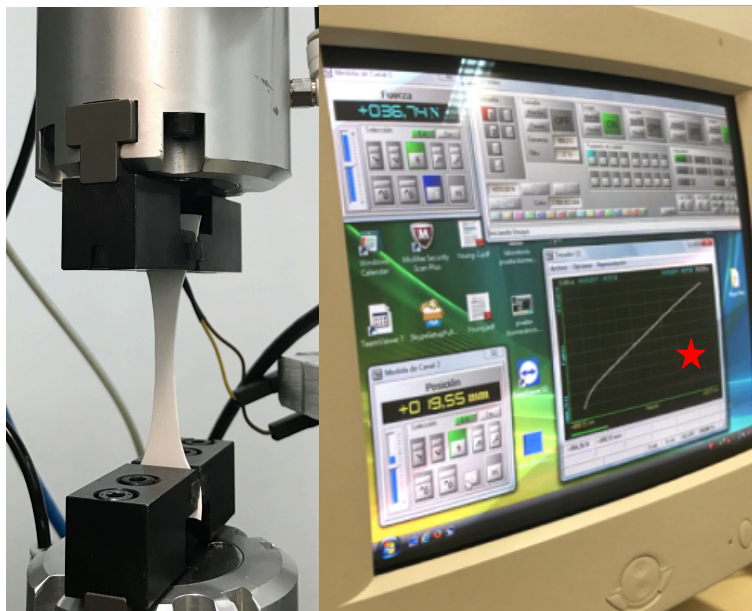


Imagen 23. Test tensiométrico en la zona elástica

En la imagen 24 apreciamos otro ejemplo de la etapa plástica, donde el estiramiento de la malla es irreversible (la estrella amarilla marca la zona plástica de la curva del test).



Imagen 24. Test tensiométrico en la zona plástica

Las curvas de tensión-deformación de las diversas mallas en las dos direcciones de estudio 1 y 2, se muestran los siguientes gráficos 8 al 11.

Resultados

En general hay que señalar que el comportamiento mecánico de estos dispositivos es muy difícil de sistematizar ya que los resultados están muy influenciados por la naturaleza de los polímeros y por las condiciones de ejecución de los test (velocidad de aplicación, temperatura, magnitud de la deformación impuesta, etc.).

La respuesta observada en todas ellas refleja el comportamiento típico de un material hiperelástico no lineal en el que la deformación es independiente de la carga aplicada. La forma y cuantía de las zonas elásticas y plásticas permiten clasificar el comportamiento de las mallas como material rígido o tenaz: un material con predominio de la zona elástica es muy rígido mientras que uno tenaz tiene una zona plástica predominante, donde absorbe mucha energía antes de romperse.

Basándose en estos hechos, Carswell y Nason¹⁷² propone una clasificación de la respuesta mecánica de los polímeros según sea la forma de la zona elástica y plástica estableciendo cinco tipos. Las mallas responden a dos tipos fundamentales: material “duro y rígido” o “duro y tenaz”.

La malla Spider exhibe comportamiento mecánico idéntico en ambas direcciones de estudio (curvas a 16 N). Expresa un comportamiento de un material elástico y resistente con comportamiento isotrópico (gráfico 8).

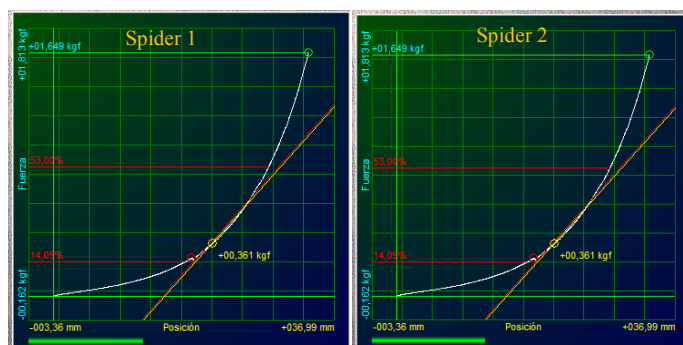


Gráfico 8. Spider. Curva tensión-deformación experimental

Ultrapro® presenta comportamiento distinto según el eje considerado ($p < 0,05$). La dirección 1 se comporta de una forma tenaz con respecto a la dirección 2 (gráfico 9).

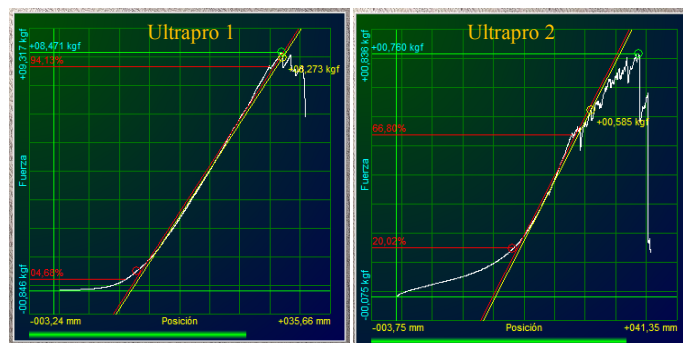


Gráfico 9. Ultrapro®. Curva tensión-deformación experimental

Resultados

Las mallas reticulares HW son materiales duros y resistentes, caracterizadas por un acusado ascenso inicial de la tensión conforme se produce la deformación. No existe zona de fluencia. La rotura producida es brusca. Las direcciones presentan comportamiento anisótropo ($p < 0,05$) (gráfico 10).

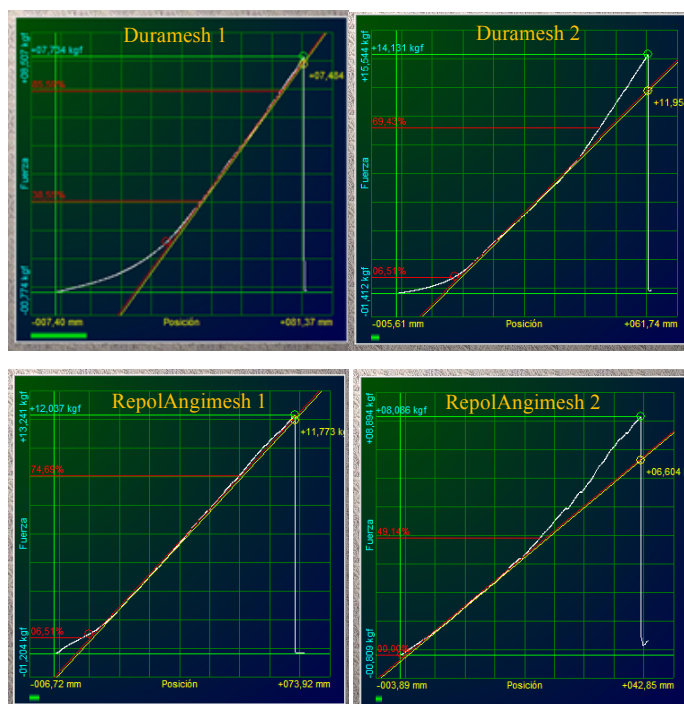


Gráfico 10. Duramesh® y Repol Angimeh®.
Curva tensión-deformación experimental

Goretex® presenta una curva típica de material duro y tenaz, debido a que en la meseta de la curva (zona plástica) se invierte una gran cantidad de energía hasta que se produce su rotura. Las diferencias por direcciones son también significativas ($p < 0,05$).

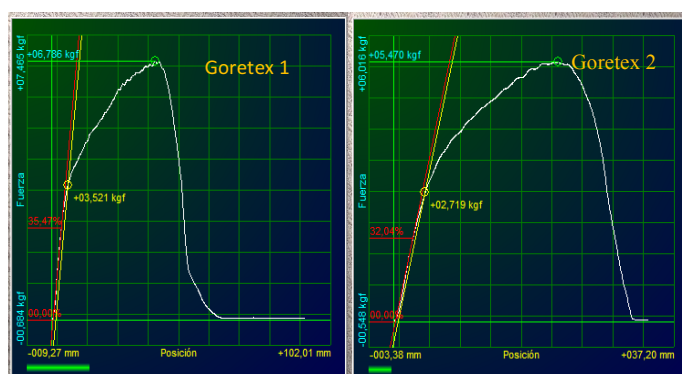


Gráfico 11. Goretex®. Curva tensión-deformación experimental

A.2. Resultado de la Tensión de Cauchy experimental

En los gráficos adjuntos se aprecia la tensión de Cauchy calculada en la zona elástica de la curva de tensión deformación. Todas las mallas, excepto Spider, presentan un comportamiento anisótropo siendo la dir 1 el eje rígido ($p < 0,05$). Todas las curvas son *no lineales* lo que las caracteriza como materiales hiperelásticos en los que no existe proporción entre la tensión y deformación experimentada.

La malla Spider expresa la misma tensión en las dos direcciones de estudio, de manera que se comporta de forma isotrópica (gráfico 12) (p no significativa entre ejes).

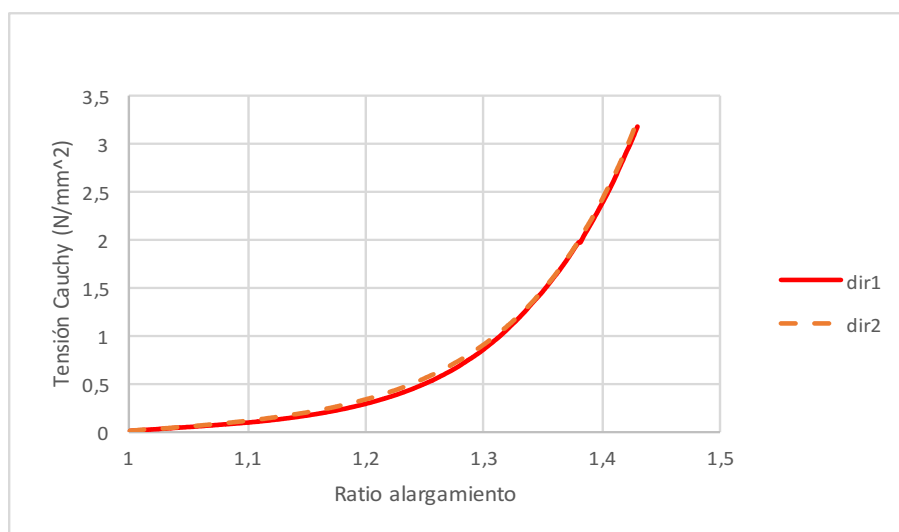


Gráfico 12. Spider, tensión de Cauchy experimental

Ultrapro presenta un comportamiento anisótropo muy acentuado ($p < 0,05$) (gráfico 13).

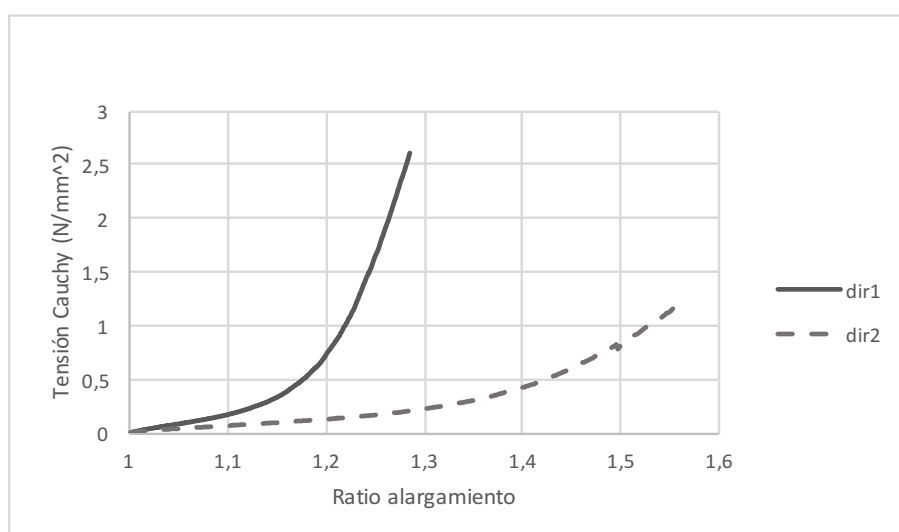


Gráfico 13. Ultrapro®, tensión de Cauchy experimental

Las mallas reticulares exhiben un comportamiento intermedio entre Ultrapro y Spider con las direcciones 1 y 2 distintas ($p < 0,05$) (gráfico 14).

Resultados

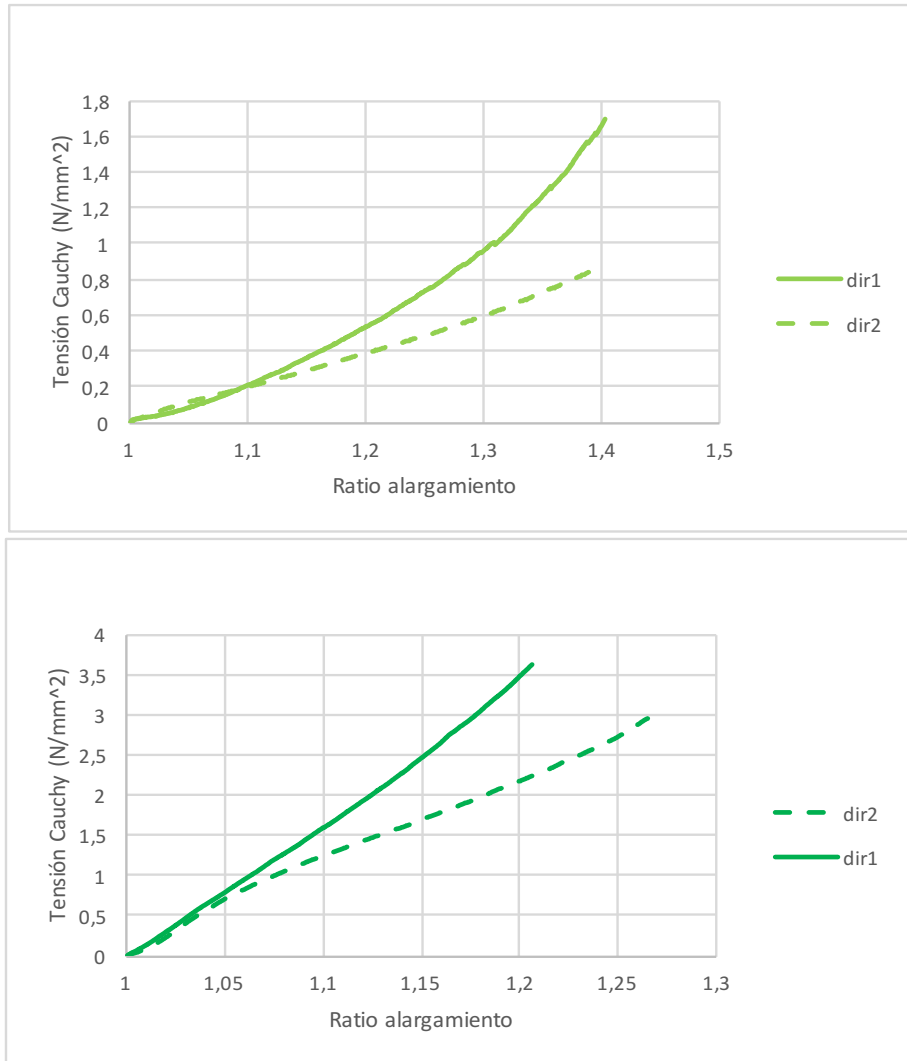


Gráfico 14. Mallas reticulares, Durames® y RepolAngimesh®, tensión de Cauchy experimental

Goretex también presenta un comportamiento anisótropo ($p < 0,05$) (gráfico 15).

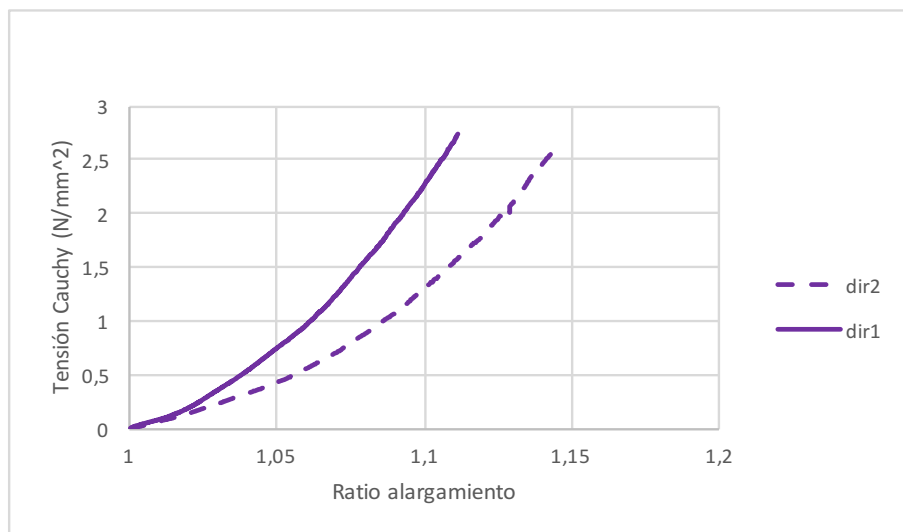


Gráfico 15. Goretex®, tensión de Cauchy experimental

A.3. Índice de ortotropía experimental.

Deducido de los datos experimentales, las mallas *in vitro* tienen un comportamiento anisótropo en mayor o menor grado ($p < 0,05$). Sólo la Spider presenta un comportamiento isótropo *in vitro*.

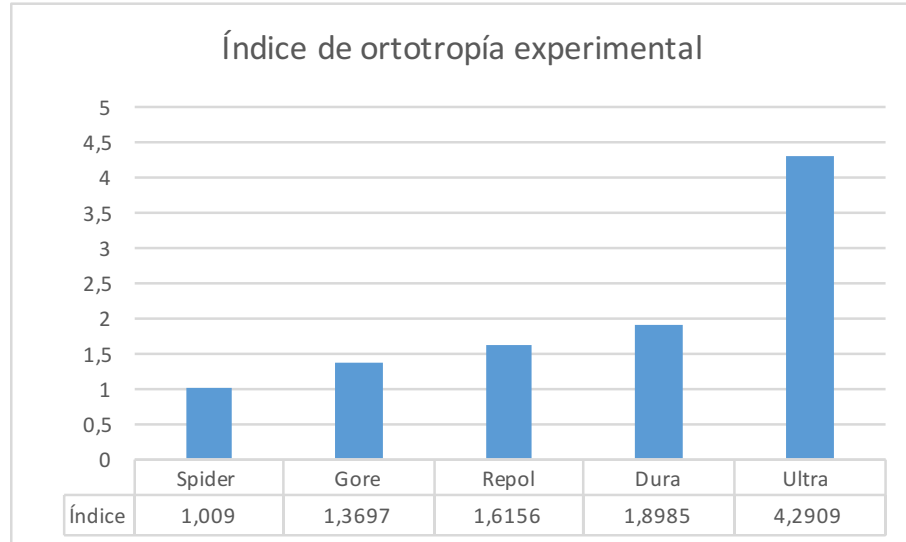


Gráfico 16. Índice de ortotropía experimental

A.4. Galería de fotos de la rotura de malla en los test tensiométricos

Exponemos a continuación ejemplos de capturas gráficas del estado de deformación final de las probetas tras la rotura sufrida en el test tensiométrico. Todas las roturas se producen en la zona central de la malla, excepto Ultrapro en la dirección 1.

Ultrapro® presenta una clara diferencia en la forma de romperse de ambas direcciones (imagen 25).

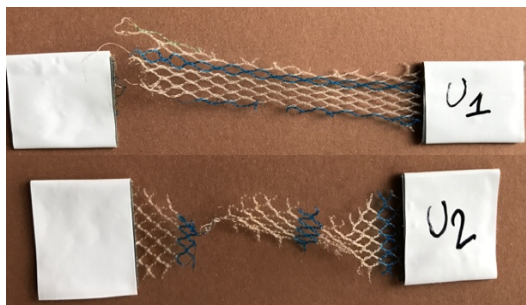


Imagen 25. Ultrapro®, rotura

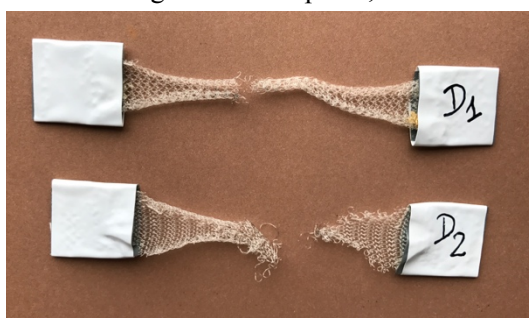


Imagen 26. Duramesh®, rotura

Las mallas reticulares HW se rompen de forma similar, adquiriendo una deformación permanente con un claro estrechamiento central (imágenes 26 y 27).



Imagen 27. RepolAngimesh®, rotura

Goretex también se rompe con un estrechamiento de la probeta a nivel central (imagen 28).

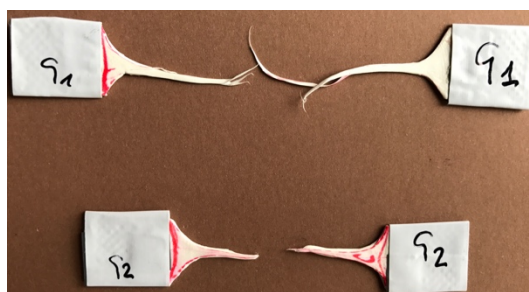


Imagen 28. Goretex®, rotura

A.5. Resumen de resultados de la fase experimental

Las mallas comerciales tienen un comportamiento de material hiperelástico no lineal, además presentan un comportamiento anisótropo. La malla Spider tiene el comportamiento más isótropo.

La resistencia a la rotura de todas las muestras analizadas es muy superior a la tensión a rotura de 16 N/cm, excepto Ultrapro en la dir 2.

Las mallas comerciales presentan un grado de rigidez proporcional a la densidad del material. Spider se presenta como la malla más elástica.

Estadísticamente todos los resultados presentan significación estadística ($p < 0,05$).

B. Fase teórica

B.1. Resultados del modelo constitutivo de Itskov y Aksel. Parámetros, correlación y porcentaje de error

Los parámetros del modelo constitutivo de Itskov y Aksel (μ , α , β , γ , ω), los resultados del porcentaje de error e y de la correlación r entre el modelo matemático y los test tensiométricos se muestran en la tabla 28.

| Malla | $\mu(\text{N/mm}^2)$ | α | β | γ | ω_1 | ω_2 | $e_1(\%)$ | $e_2(\%)$ | r_1 | r_2 |
|-----------------|----------------------|----------|---------|----------|------------|------------|-----------|-----------|-------|-------|
| Spider | 0,8637 | 22,590 | 1,000 | 0,000 | 0,200 | 0,200 | 4,124 | 4,505 | 0,999 | 0,999 |
| Ultrapro | 0,1007 | 10,757 | 4,718 | 0,079 | 0,800 | 0,200 | 3,331 | 2,483 | 0,999 | 0,997 |
| Duramesh | 1,3736 | 3,332 | 1,248 | 0,000 | 0,600 | 0,400 | 3,692 | 1,902 | 0,998 | 0,999 |
| Repol | 8,3602 | 1,000 | 1,882 | 0,916 | 0,768 | 0,232 | 1,416 | 2,336 | 0,995 | 0,998 |
| Goretex | 2,5843 | 6,214 | 8,459 | 0,004 | 0,775 | 0,225 | 3,083 | 4,616 | 0,996 | 0,999 |

Tabla 28. Resultados del modelo constitutivo de Itskov y Aksel

A la vista de la tabla constatamos la buena aproximación de los test tensiométricos experimentales con el modelo constitutivo al comprobar que el porcentaje de error (e) es menor del 10% y que coeficiente de correlación (r) es 0,99.

B.2. Tensión de Cauchy teórica. Verificación y Validación

Los resultados de la simulación de las mallas por elementos finitos junto a la verificación y validación de la implementación del modelo de Itskov y Aksel se muestran en las siguientes curvas.

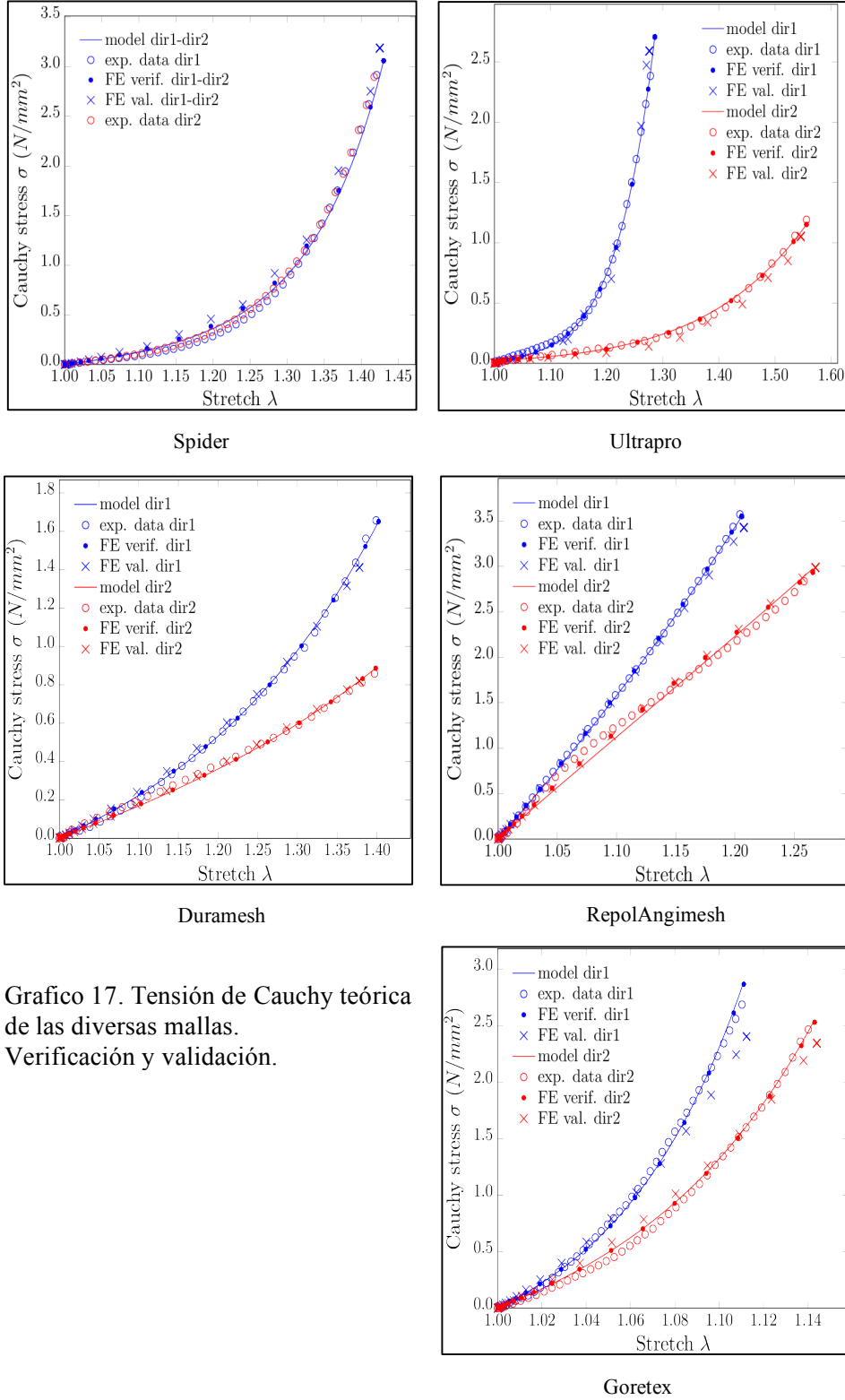


Grafico 17. Tensión de Cauchy teórica de las diversas mallas. Verificación y validación.

Resultados

En las curvas del gráfico 17 apreciamos la variación de la tensión de Cauchy y deformación donde se puede observar de nuevo un comportamiento no lineal en las curvas correspondientes al estudio experimental y al modelo matemático.

Se aprecia la bondad del modelo matemático elegido al comprobar el ajuste casi exacto entre el modelo y los datos experimentales, así como en la verificación y validación.

Hay que subrayar que la malla más isótropa es Spider. El resto presentan diversos grados de anisotropía siendo Ultrapro® la malla más anisótropa.

C.1. Resultados de la simulación mediante MEF. Pared abdominal sana

C.1.1. Estudio cualitativo. Tensión de Von Mises, deformación y desplazamiento

Tensión de Von Mises.

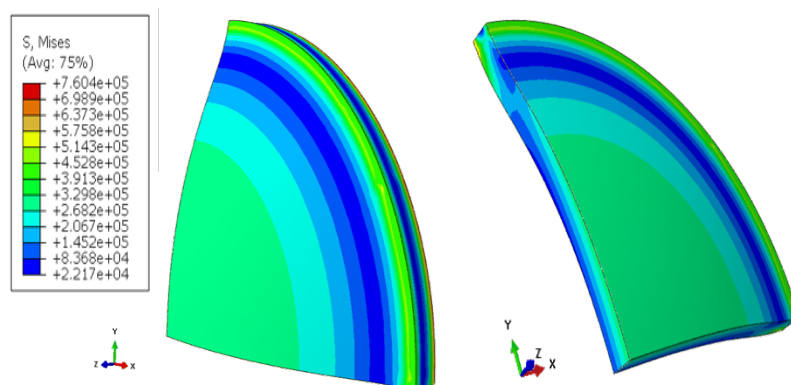


Imagen 29 Simulación de la pared abdominal sana, tensión de Von Mises (dos vistas)

Tras realizar la simulación se aprecia que el modelo es estable a la PIA máxima considerada de 22,74 KPa. La tensión media en la zona correspondiente a la IMT es de 307,95 (DS 0,069) KPa. En las capturas de la simulación observamos que la tensión se distribuye homogéneamente en el centro, sin embargo, periféricamente adopta forma de anillos concéntricos. En el grosor de la pared apreciamos distinto comportamiento entre la cara interna y la externa siendo ésta última la que arroja unos valores superiores (imagen 29).

Deformación

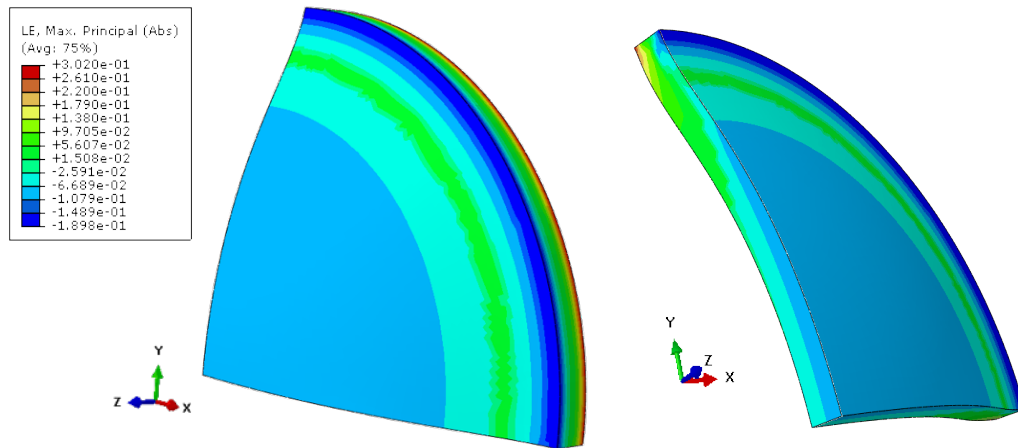


Imagen 30. Simulación pared abdominal sana, deformación (dos vistas)

En estas capturas gráficas se aprecia como casi toda la simulación se comporta con deformaciones negativas que afectan tanto a la cara externa como interna (imagen 30).

Desplazamiento

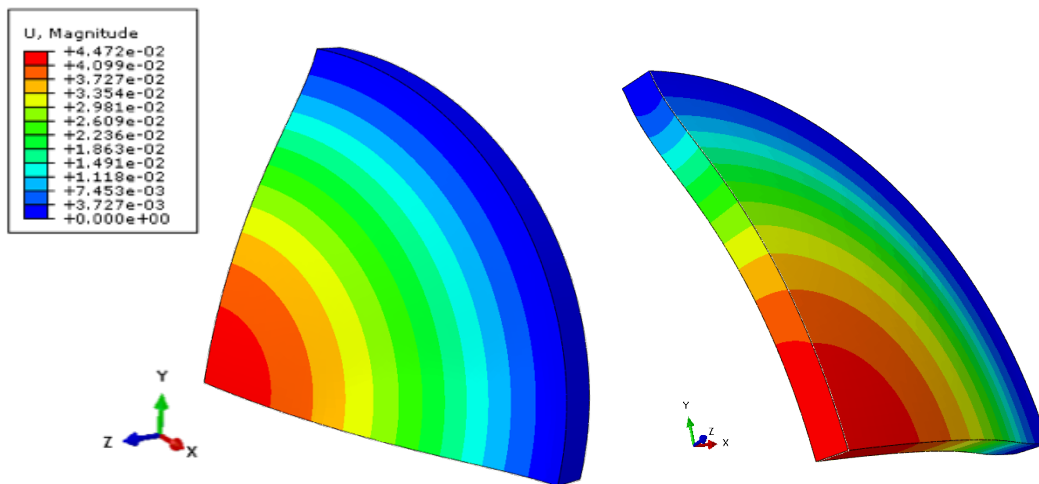


Imagen 31. Simulación pared abdominal sana, desplazamiento (dos vistas)

Los desplazamientos observados en las gráficas son concéntricos como corresponde con el modelo de material isotrópo empleado (imagen 31).

C.1.2. Estudio cuantitativo de la pared abdominal sana

Tensión de Von Mises

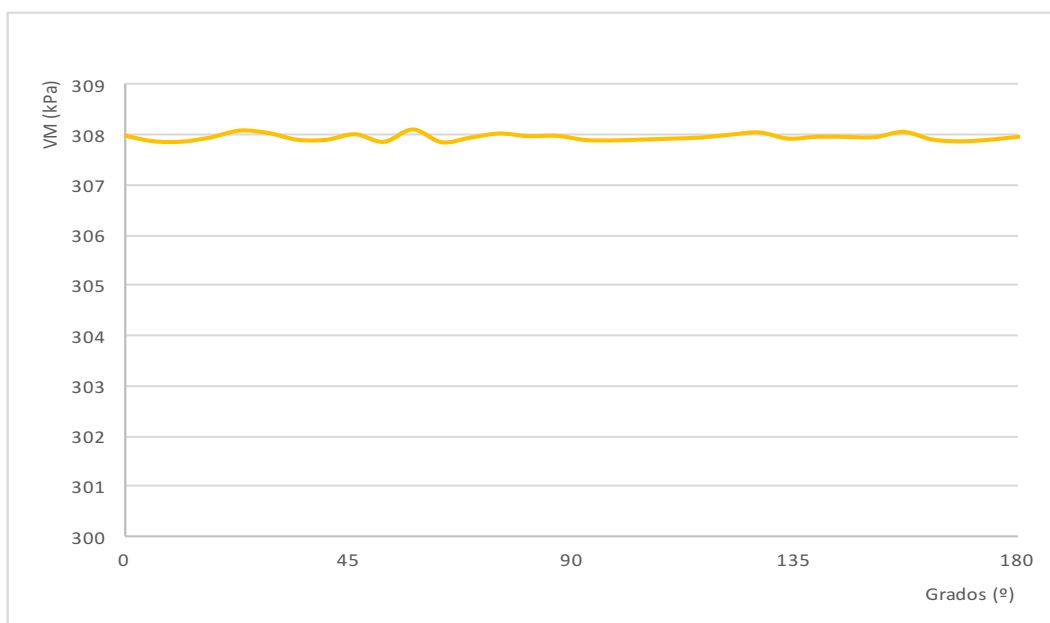


Gráfico 18. Pared abdominal sana, tensión de Von Mises

En el estudio cuantitativo, la PIA simulada induce una tensión de VM en la IMT de 307,95 KPa lo que significa un aumento del 1354% (DS de 0,06984). Además, se aprecia que es homogénea en todo el contorno de la simulación de 0° a 180° (gráfico 18).

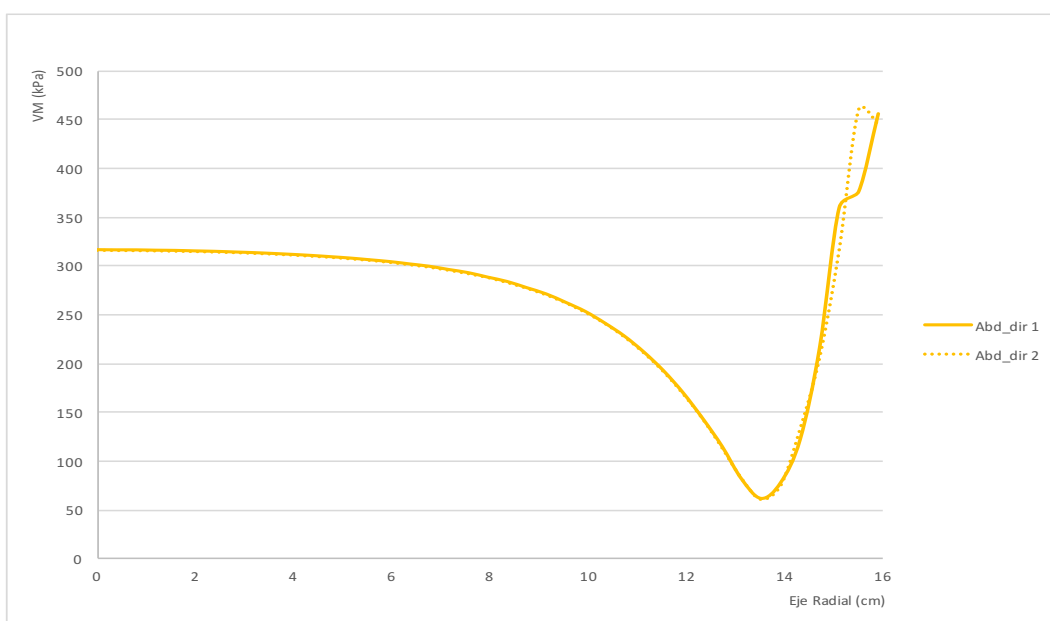


Gráfico 19. Pared abdominal sana, tensión de Von Mises radial (dir 1-2)

En el análisis radial, las dos direcciones de estudio coinciden observando que la tensión de VM empieza a decaer paulatinamente (hasta el punto 14,0,0) donde vuelve a ascender probablemente debido a las condiciones del contorno de la simulación (gráfico 19).

Deformación

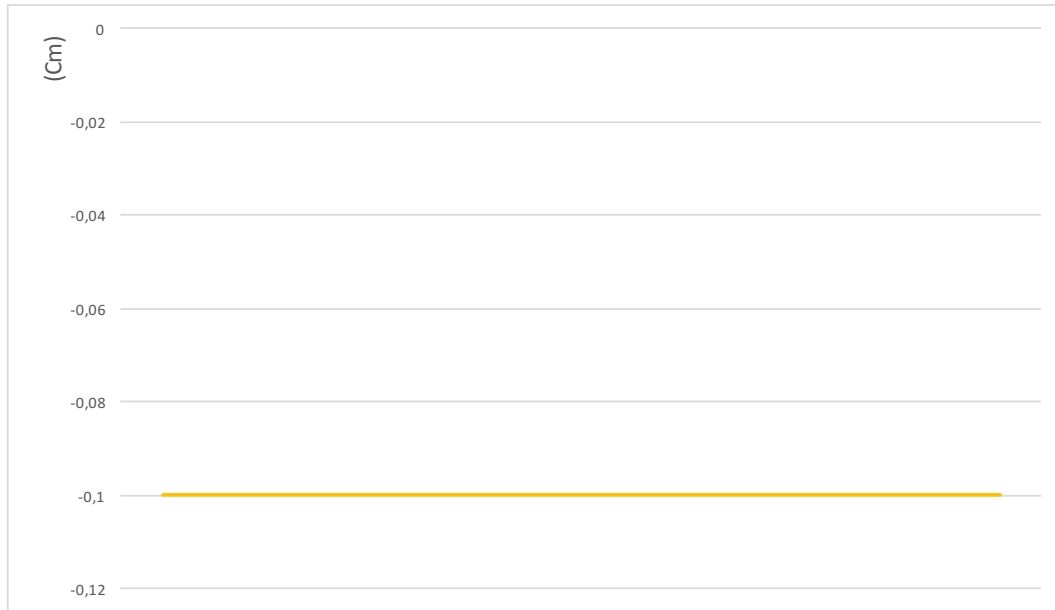


Gráfico 20. Pared abdominal sana, deformación a lo largo de la IMT

La deformación experimentada en la zona teórica correspondiente a la IMT es totalmente simétrica, aunque presenta valores negativos debido a cargas de compresión producidas (gráfico 20).

Desplazamiento

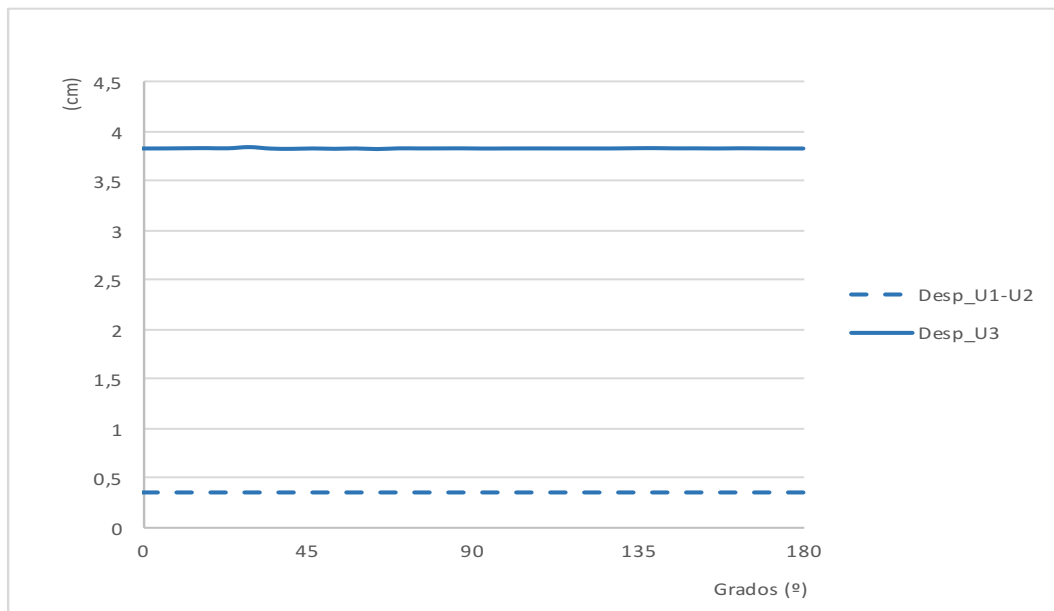


Gráfico 21. Pared abdominal sana, desplazamientos U

Resultados

El desplazamiento se produce a expensas de U3 quedando restringido en U1-U2 debido al diseño del modelo. Cuantitativamente, la PIA simulada induce un aumento del desplazamiento del 23,9% en la dirección U3 y un 2,24% en U1-U2, con respecto a la situación de reposo (gráfico 21).

Desplazamiento radial

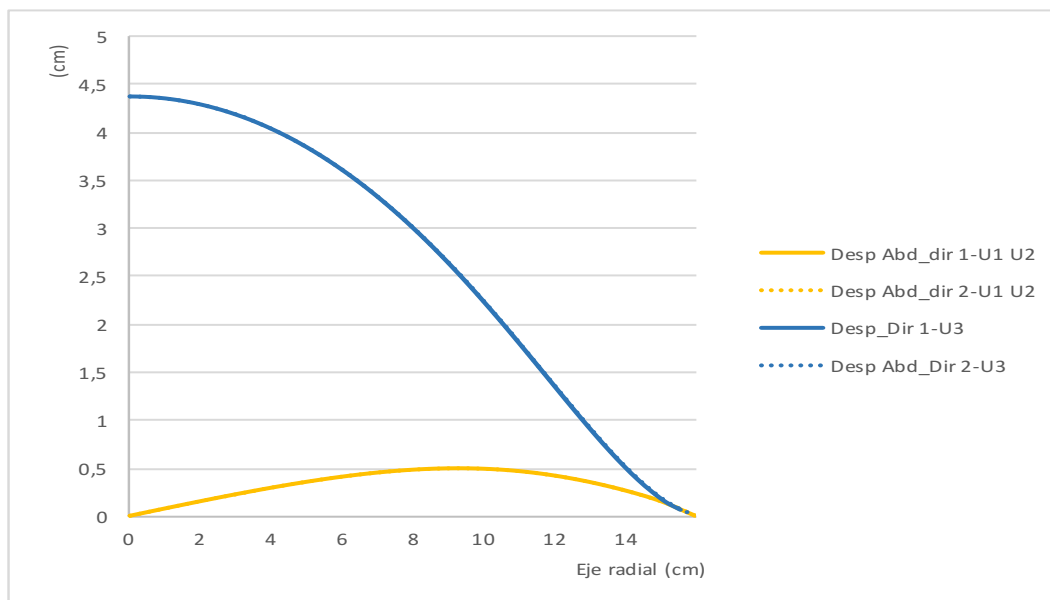


Gráfico 22. Pared abdominal sana, desplazamientos radiales según las direcciones de estudio

Se aprecia que la simulación recrea un comportamiento simétrico con respuestas idénticas en las direcciones 1 y 2. Con respecto a la zona correspondiente con la IMT (punto 5,0,0) apreciamos un comportamiento simétrico en ambas direcciones y, de nuevo, el desplazamiento U3 es el más amplio (gráfico 22).

C.1.3. Resumen comportamiento de la pared abdominal sana

El modelo aplicado a la pared abdominal sana nos ofrece un comportamiento hiperelástico de naturaleza isótropa.

La simulación proporciona un modelo de pared abdominal sano caracterizado por un comportamiento isótropo, tanto desde el punto de vista de la tensión de VM como de la deformación y del desplazamiento. La PIA simulada induce un aumento considerable de la tensión de VM parietal (1354%).

En la simulación de las deformaciones se observa que son negativas probablemente debidas a esfuerzos de compresión.

Los desplazamientos de abdomen sano acontecen en la dirección U3, mientras que U1-U2 se encuentran muy restringidos por el tipo de implementación del modelo.

C.2. Resultados de la simulación mediante MEF. Malla Spider

C.2.1 Estudio cualitativo. Tensión de Von Mises, deformación y desplazamiento

Tensión de Von Mises

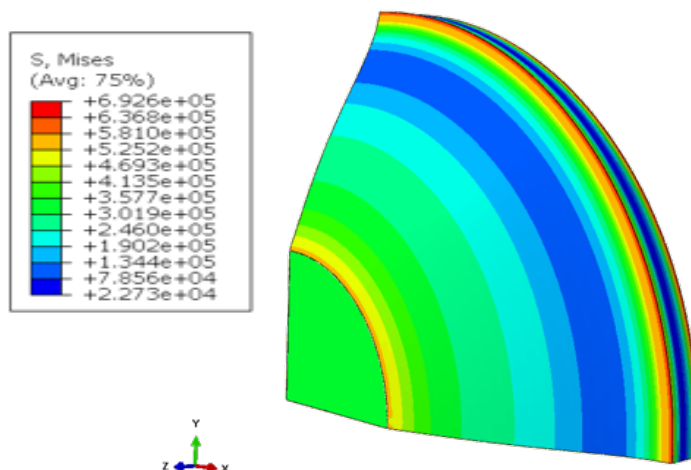


Imagen 32. Simulación. Spider y abdomen en conjunto, tensión VM

En el conjunto de la simulación, la hernioplastia con la malla Spider provoca nula anisotropía en la IMT y en el abdomen sano (imagen 32).

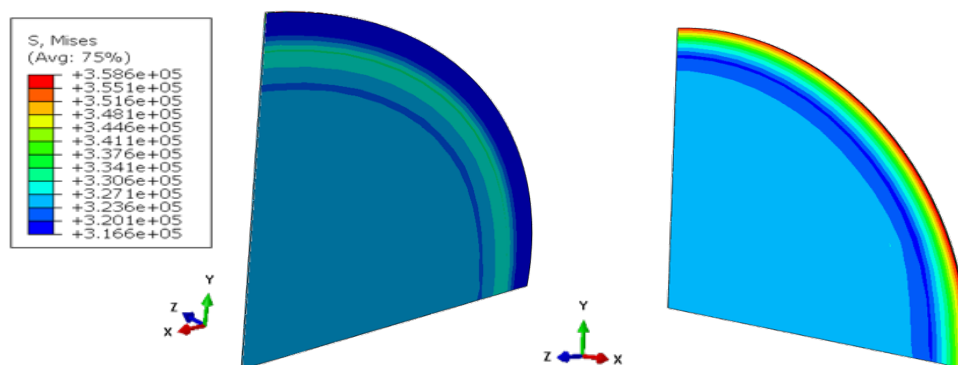


Imagen 33. Simulación Spider.
Malla, tensión VM interior

Malla tensión VM exterior

La malla presenta un comportamiento isótropo con una zona central muy uniforme. Al comparar la cara interior con la exterior apreciamos que la malla soporta una mayor tensión en la segunda si bien la diferencia es mínima, además la distribución tensional es isótropa en ambas (imagen 33).

Resultados

En la IMT-protésica la cara externa expresa tensiones superiores a la interna. En la IMT-tisular la tensión se acumula en la cara externa donde se ancla la malla. Cualitativamente la tensión se distribuye concéntricamente en ambas interfases.

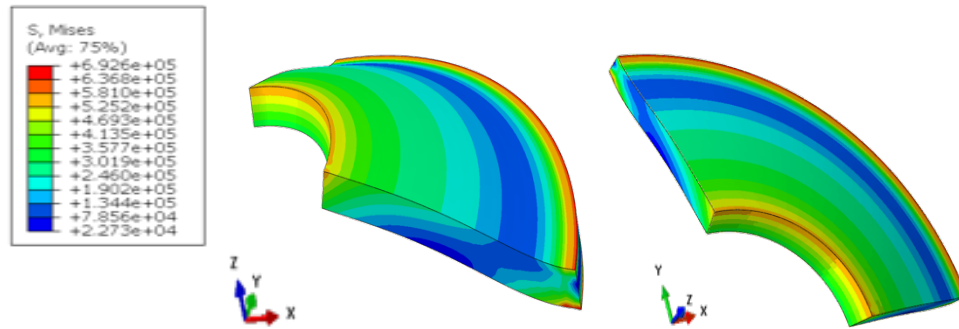


Imagen 34. Simulación Spider. Abdomen, tensión VM (dos vistas).

En el abdomen periherniario la tensión se concentra en la IMT y en la zona del contorno. El comportamiento es igualmente isótropo (en torno a los 300 KPa) tanto en la cara externa como interna (imagen 34).

Deformación

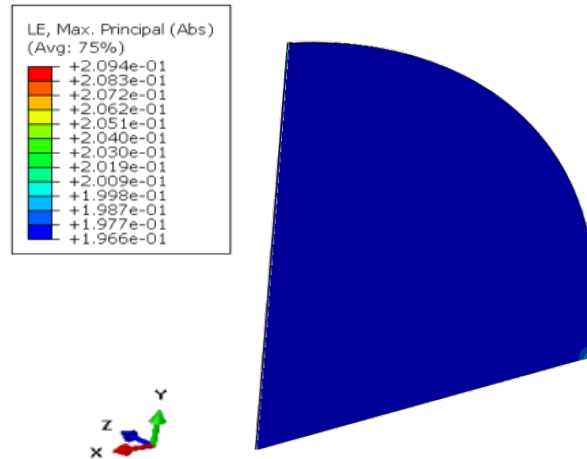


Imagen 35. Simulación Spider. Deformación en la malla

La malla se deforma uniformemente en toda su superficie sin distinción con la IMT (imagen 35).

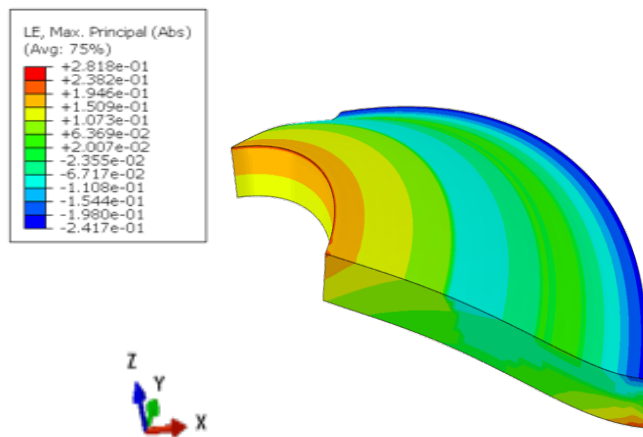


Imagen 36. Simulación Spider. Deformación en el abdomen periherniario

En el abdomen periherniario la mayor deformación se experimenta en la IMT. Los valores negativos aparecen en la periferia de la simulación (imagen 36).

Desplazamiento.

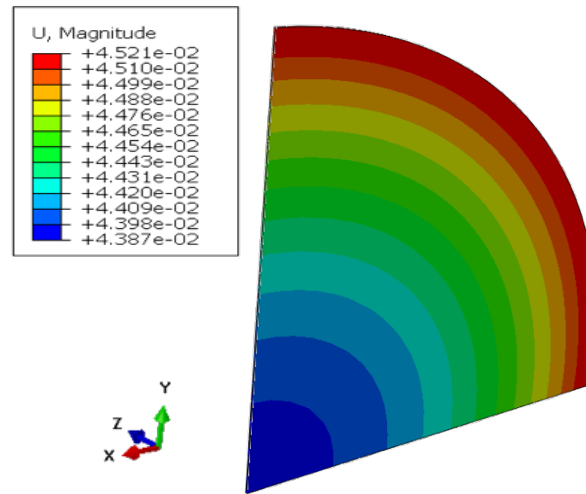


Imagen 37. Simulación Spider. Desplazamiento en la malla

El mayor desplazamiento acontece en la zona de la IMT tanto protésica como tisular (imagen 37).

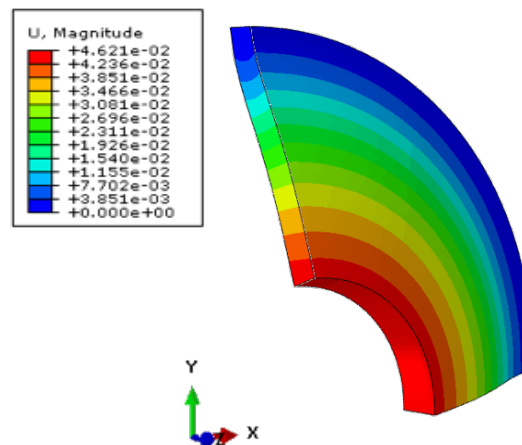


Imagen 38. Simulación Spider. Desplazamiento en abdomen periherniario

Cualitativamente se distribuye en forma de anillos concéntricos isótopos, tanto en la malla como en el abdomen (imagen 38).

C.2.2. Estudio cuantitativo. Tensión de Von Mises, deformación y desplazamiento

Tensión Von Mises

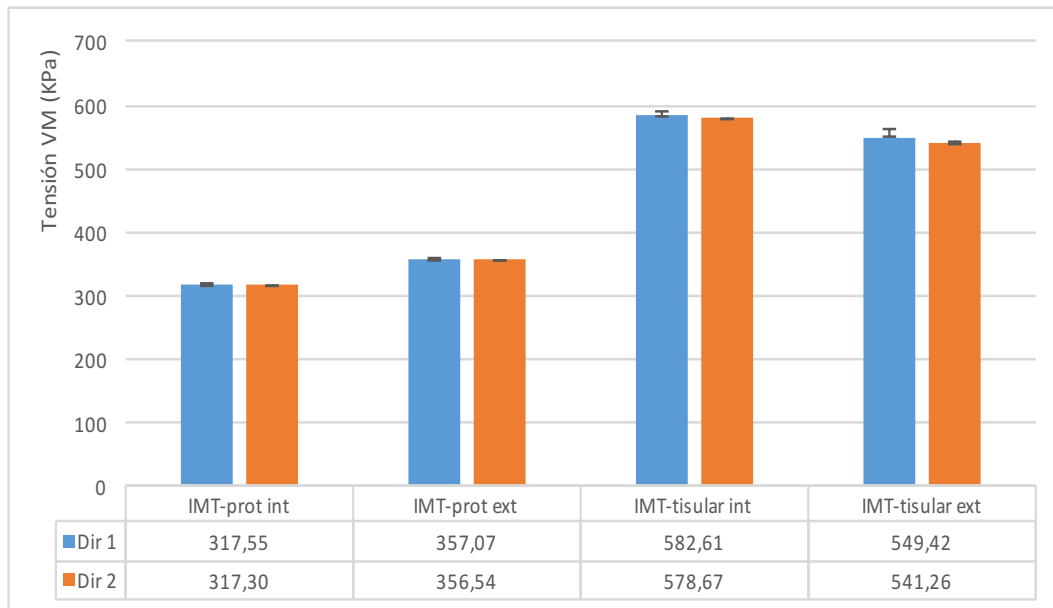


Gráfico 23. Spider, tensión VM en la IMT, según direcciones de estudio (promedio y DS)

El valor de la tensión en la IMT-protésica es inferior al de la IMT-tisular. En la IMT-protésica la tensión es mayor en la cara externa que en la interna; sin embargo, en la IMT-tisular el efecto es el contrapuesto. Al considerar las dos direcciones, la tensión en la IMT se comporta uniformemente en cada zona considerada (gráfico 23).

Tensión Von Mises radial

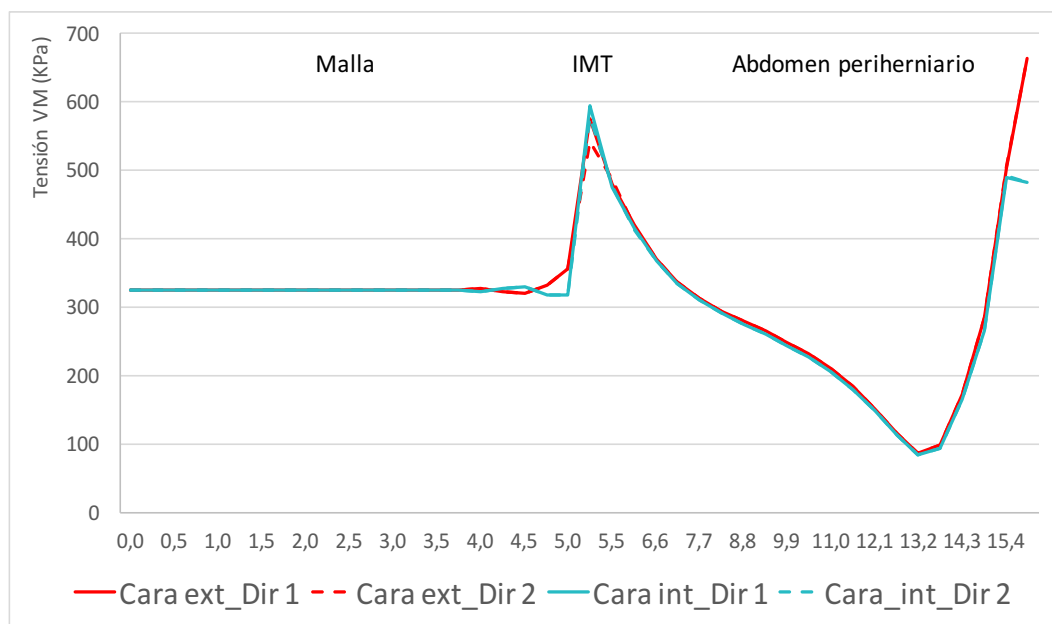


Gráfico 24. Spider, tensión VM en la IMT, radial. Dir 1-2 (cara ext vs int)

En el estudio radial, la tensión de VM en el seno de la malla es idéntica en ambas caras (interna y externa) y en las dos direcciones 1 y 2 (gráfico 24).

En la IMT distinguimos una gran inestabilidad debido a un importante gradiente de tensiones: la IMT-tisular presenta una elevación muy brusca con respecto a la IMT-protésica. Las caras se comportan de la misma forma ya que se solapan las curvas.

En el abdomen periherniario las dos caras y sus direcciones se comportan de forma similar disminuyendo la tensión según nos alejamos de la IMT para aumentar en la zona de fijación lateral del modelo.

Por tanto, en todos los puntos espaciales analizados el comportamiento mecánico de las dos direcciones es idéntico; es decir, se trata de una respuesta isótropa.

Deformación

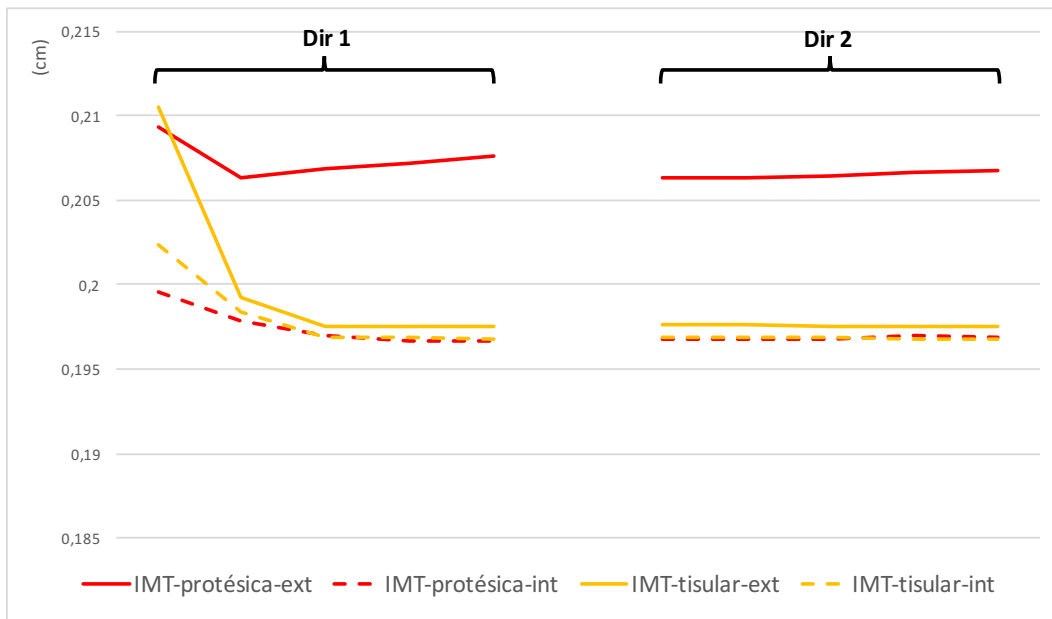


Gráfico 25. Spider, deformación en la IMT, según direcciones de estudio (cara ext vs int)

Observamos valores positivos en ambas direcciones de estudio. Las mayores deformaciones acontecen en la cara externa tanto de la malla como de la prótesis (gráfico 25).

Desplazamiento

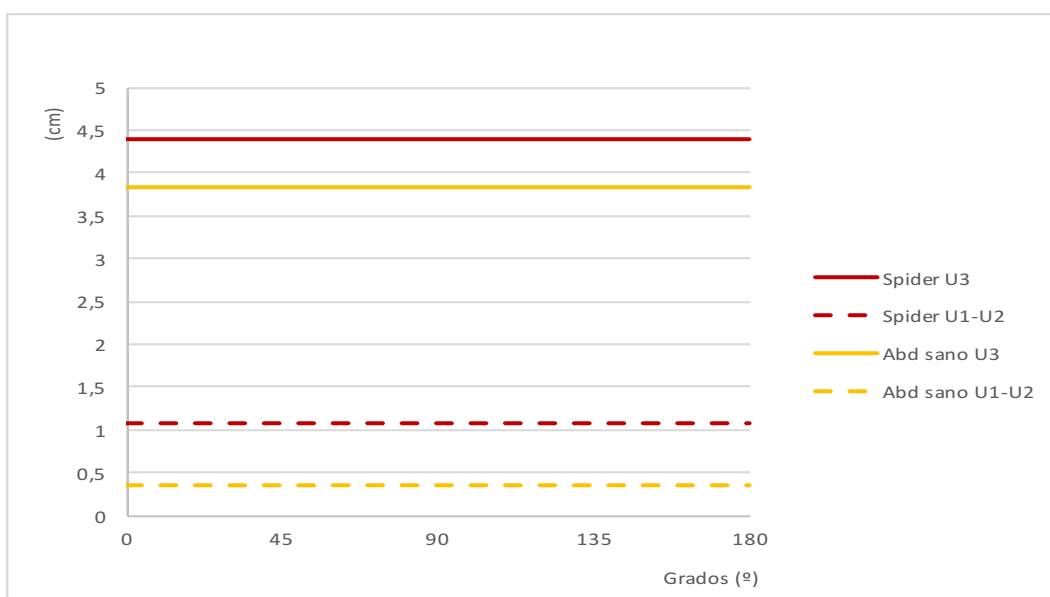


Gráfico 26. Spider, desplazamientos en la IMT, según U

En la zona de la IMT, se aprecia un mayor desplazamiento de Spider que en el abdomen sano en todas las direcciones de estudio. Este desplazamiento se produce a expensas de U3 donde aumenta un 27,39% mientras que en U1-U2 es sólo del 6,8% con respecto al abdomen en reposo.

Desplazamiento radial

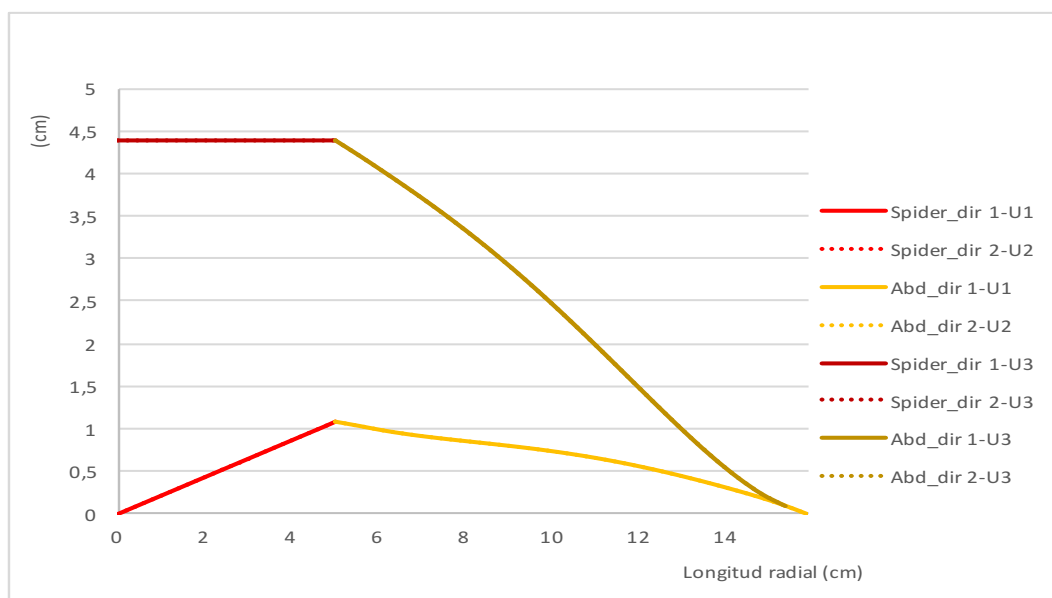


Gráfico 27. Spider, desplazamientos radiales, según direcciones de estudio

Las dos direcciones presentan el mismo desplazamiento. Por tanto, presenta un comportamiento simétrico. El desplazamiento U3 de la malla es superior al del tejido periherniario. Sin embargo, con U1 y U2 el mayor desplazamiento acontece en la IMT (gráfico 27).

C.2.3. Interpretación de resultados de la simulación con la malla Spider

La simulación con la malla Spider presenta un comportamiento isótropo tanto en la malla como en el abdomen periherniario. La tensión se concentra en la zona de la IMT donde existe una acusada inestabilidad mecánica debido al gradiente tensional entre la IMT protésica y la tisular. El efecto de la unión de la malla con el tejido hace que la tensión de VM sea superior en la cara externa de la IMT.

La simulación obtenida con esta malla provoca deformaciones similares en ambos ejes y todos los puntos lo hacen a tracción, de lo que se infiere que el fenómeno de alabeo no aparece.

Los desplazamientos son simétricos tanto en el seno de la malla como en la IMT-protésica y, además, son superiores a los valores observados en el abdomen sano.

C.3. Resultados de la simulación mediante MEF. Malla Ultrapro®

C.3.1. Estudio cualitativo. Tensión de Von Mises, deformación y desplazamiento

Tensión Von Mises

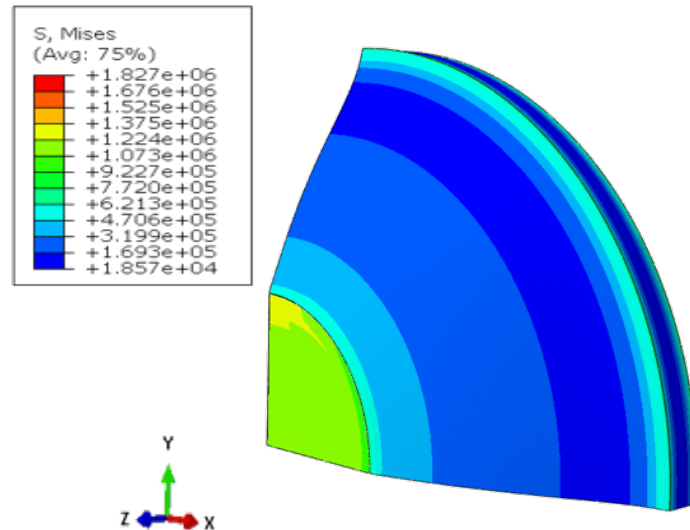


Imagen 39. Simulación Ultrapro® y abdomen en conjunto, tensión VM

En el conjunto de la simulación se aprecia que la hernioplastia con la malla Ultrapro® provoca una gran anisotropía tanto en la IMT-tisular como en la IMT-protésica (imagen 39)

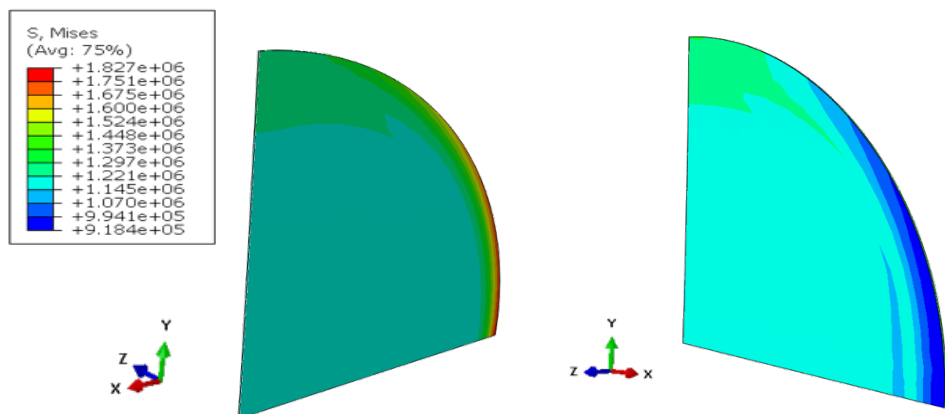


Imagen 40. Simulación Ultrapro®.
Malla tensión VM interior

Malla tensión VM exterior

La zona central de la malla presenta una distribución muy uniforme de la tensión, al acercarse a la IMT-protésica se aprecia el diferente comportamiento de las dos caras: en la cara interna el eje OX es el rígido (dir 1) y el OY el elástico (dir 2) y viceversa en la cara externa (imagen 40).

Resultados

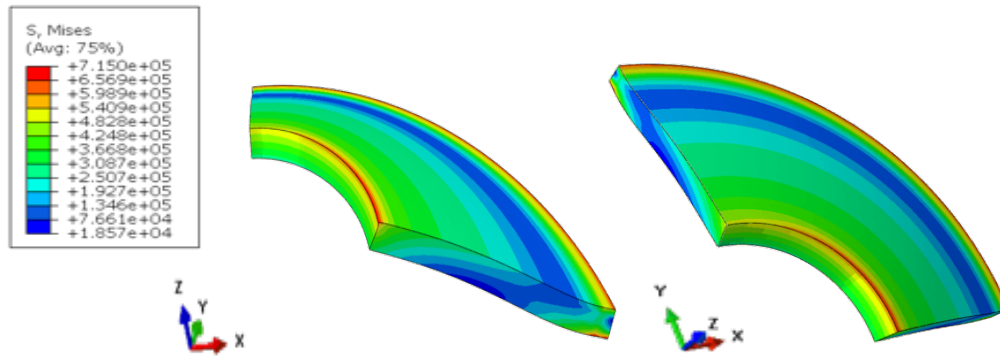


Imagen 41. Simulación Ultrapro®. Abdomen tensión VM (dos vistas)

En el abdomen periherniario la tensión se concentra en la IMT-tisular y en la cara externa, apreciándose que la tensión aumenta de forma asimétrica conforme nos acercamos al eje OX, haciendo de éste el eje rígido. En el resto del abdomen se mantiene la anisotropía inducida por la malla (imagen 41).

Deformación.

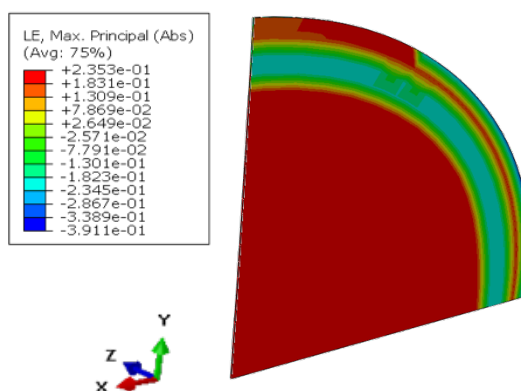


Imagen 42. Simulación Ultrapro®. Deformación en la Malla

La deformación en la zona de la IMT-protésica es anisótropa registrando valores negativos en el eje OX y positivos en el OY (imagen 42).

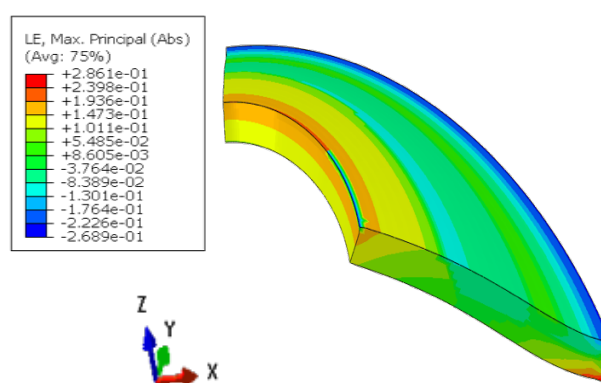


Imagen 43. Simulación Ultrapro®. Deformación en el Abdomen periherniario

La deformación abdominal se produce de forma muy anisótropa. En la IMT tisular podemos apreciar valores negativos en el eje OX de la cara externa (donde se ancla la malla) de lo que se deduce la actuación de cargas a compresión. También aparecen valores negativos periféricamente, mayores en la zona de anclaje del modelo debido a la actuación de cargas a compresión (imagen 43).

Desplazamiento

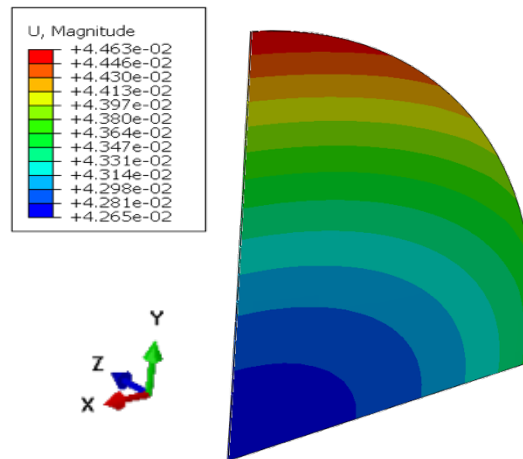


Imagen 44. Simulación Ultrapro®. Desplazamiento en la Malla

El mayor desplazamiento se observa en el eje OY con respecto a OX, lo que refleja el comportamiento anisótropo de la malla (imagen 44).

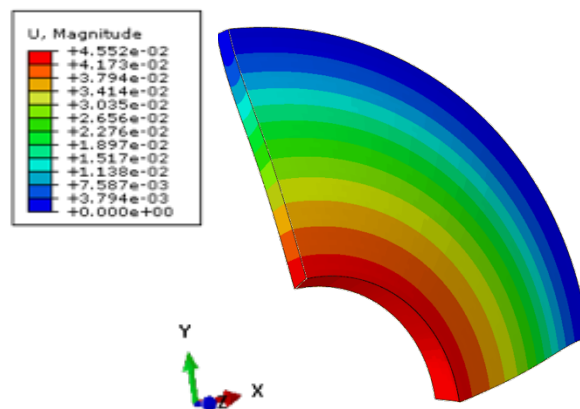


Imagen 45. Simulación Ultrapro®. Desplazamiento en el Abdomen periherniario

En el abdomen periherniario la distribución de la tensión también es anisótropa (imagen 45).

C.3.2. Estudio cuantitativo. Tensión de Von Mises, deformación y desplazamiento

Tensión de Von Mises

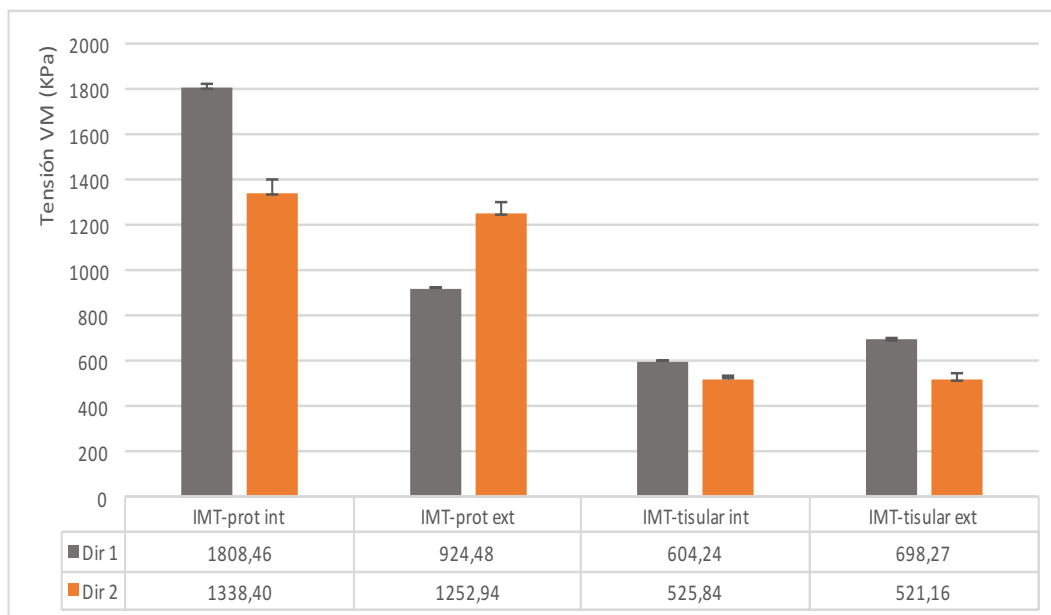


Gráfico 28. Ultrapro®, tensión de VM en la IMT, según direcciones de estudio (promedio y DS)

La IMT-protésica experimenta mayor tensión que la IMT-tisular y, además, presenta dos ejes claramente diferenciados con un comportamiento distinto según la cara considerada: en la cara interna, la dir 1 es la rígida y la 2 la elástica. En la cara externa estos ejes se intercambian.

En la IMT-tisular la dir 1 es la más rígida en ambas caras observando que la cara externa soporta mayor tensión.

Por tanto, El comportamiento asimétrico de la malla promueve también una respuesta asimétrica en la IMT (gráfico 28).

Tensión de Von Mises radial

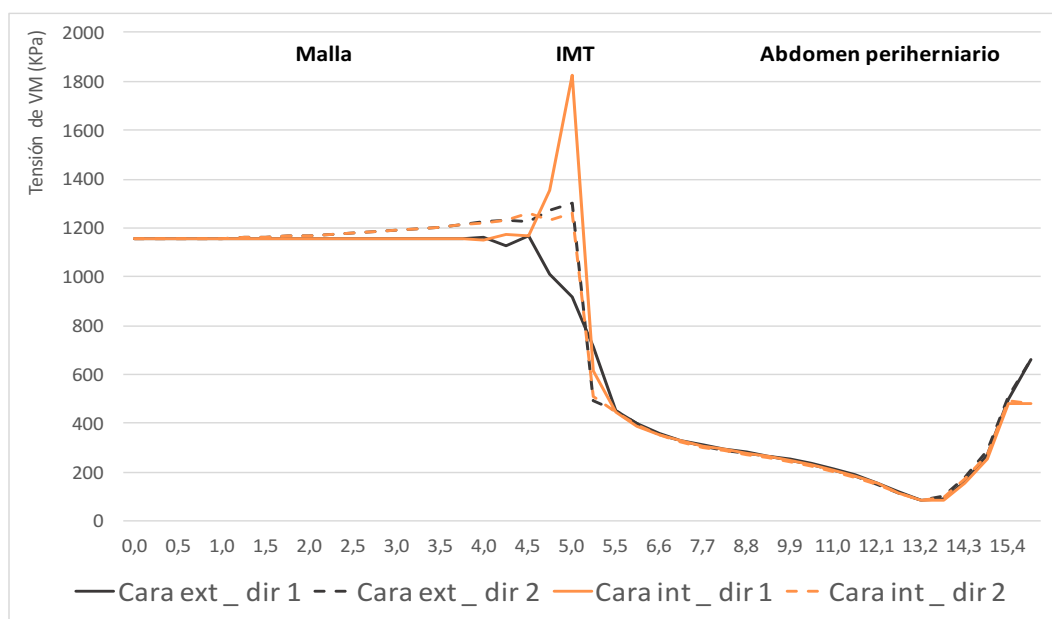


Gráfico 29. Ultrapro®, tensión de VM en la IMT, radial. Dir 1-2 (cara ext vs int)

En el estudio radial, en el seno de la malla (desde el punto 2,0,0) las direcciones de estudio de cada cara presentan valores distintos (gráfico 29).

A nivel de la IMT descubrimos un gradiente tensional con un gran ascenso de la tensión en la IMT-protésica seguida de un descenso brusco en la tisular.

Además, podemos observar una gran anisotropía debido a que los valores son distintos según la cara que consideremos y dentro de cada una de ellas los son también sus direcciones: En la IMT-protésica el eje rígido de la cara interna es la dir 1 y el elástico la dir 2 mientras que en la cara externa se intercambian. En la IMT-tisular este efecto es diferente comportándose la dir 1 de ambas caras como la rígida y la dir 2 como la elástica.

En el abdomen periherniario tanto las caras como sus respectivas direcciones recuperan valores tensionales cercanos al abdomen sano.

Deformación

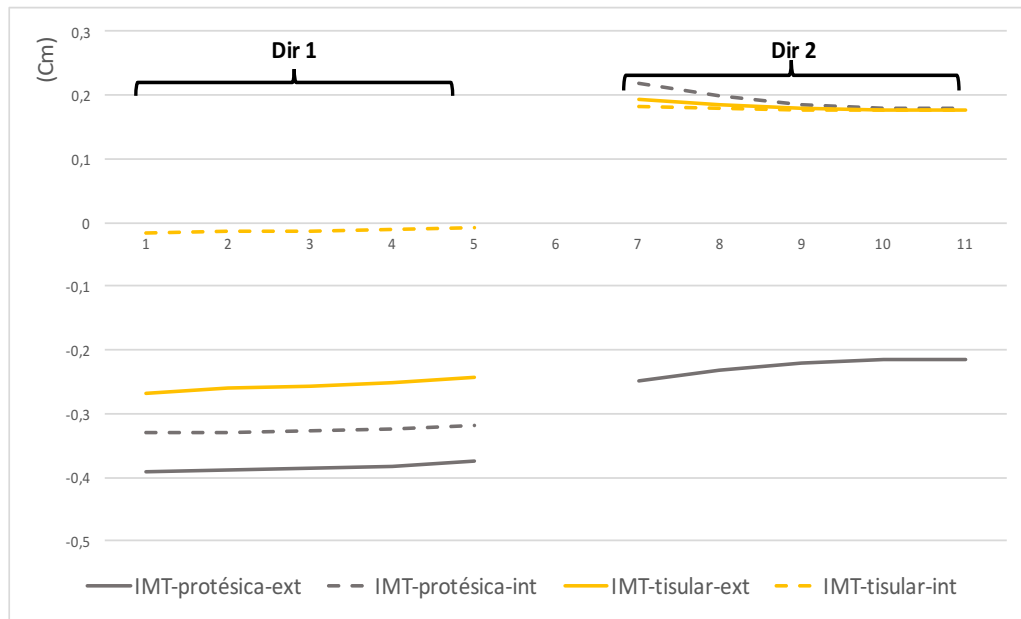


Gráfico 30. Ultrapro®, deformación en la IMT, según direcciones de estudio (cara int vs ext)

Los valores más negativos se aprecian en todos los puntos de la IMT tanto protésica como tisular de la dir 1. En la dir 2 solo obtenemos valores negativos en la IMT-protésica externa siendo el resto positivos (imagen 30).

Desplazamiento

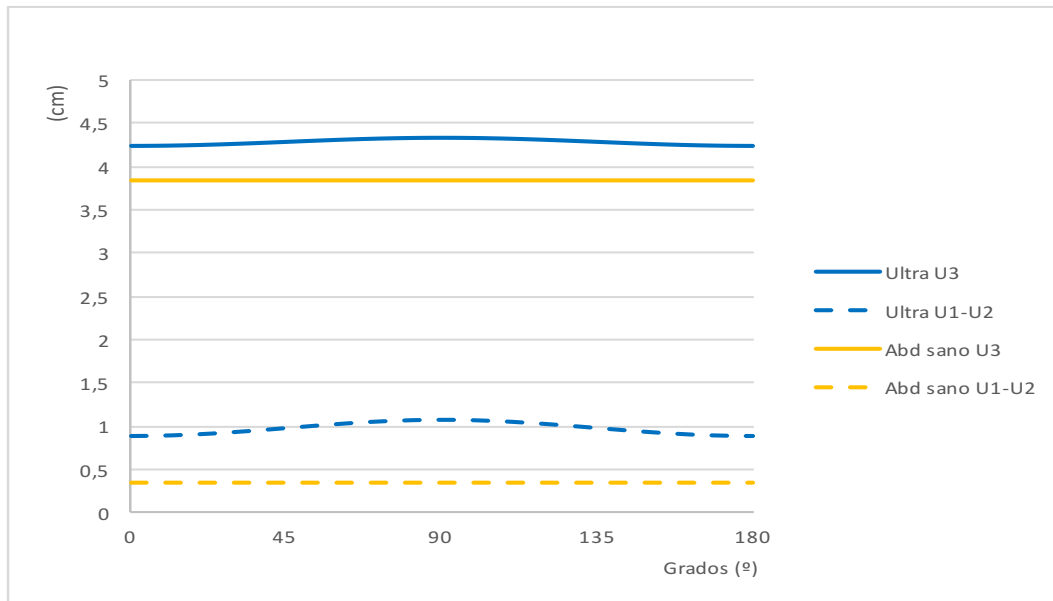


Gráfico 31. Ultrapro®, desplazamientos en la IMT, según U

Los desplazamientos se producen a expensas de la dirección U3 y tienen valores superiores al tejido sano no herniado. De igual forma acontece con el resto de desplazamientos. Se aprecia cierta asimetría observando un mayor desplazamiento en el punto de los 90° correspondiente al eje elástico de la malla. En promedio la dirección U3 aumenta un 26,8% y U1-U2 un 6,08% con respecto al abdomen en reposo sin aplicar la PIA (gráfico 31).

Desplazamiento radial

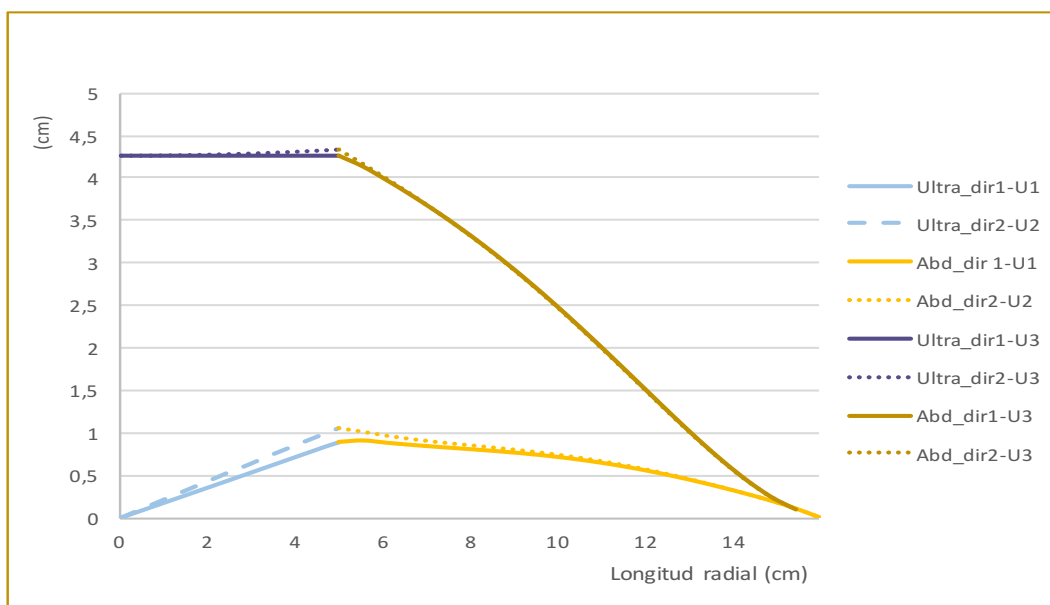


Gráfico 32. Ultrapro®, desplazamientos radiales, según direcciones de estudio

Los mayores desplazamientos radiales acontecen en U3 (gráfico 32). Con respecto a U1-U2 el mayor desplazamiento se produce en la IMT. El desplazamiento U3 de la malla es claramente superior al experimentado por el tejido periherniario.

En la zona de la malla presenta un comportamiento asimétrico, con un eje rígido en la dir 1 y un eje elástico en la dir 2. En la zona del tejido el desplazamiento es también mayor en la dir 1 pero con una diferencia menos acusada con respecto a la dir 2.

C.3.3. Interpretación de resultados de la simulación con la malla Ultrapro®.

La simulación presenta la malla Ultrapro® con un comportamiento fuertemente anisótropo lo que determina la misma respuesta en la IMT y en el abdomen periherniario. La tensión se concentra en la zona de la IMT de forma asimétrica donde existe una gran inestabilidad mecánica debido al gradiente de tensión que se produce entre la IMT-protésica y la IMT-tisular. Esta inestabilidad mecánica se ve aumentada por el hecho de que la asimetría de la malla afecta tanto a sus caras como a sus direcciones de estudio.

La simulación obtenida con esta malla provoca deformaciones que inducen fenómenos de alabeo debido a la diferencia entre las deformaciones con valores positivos (tracción) y negativos (compresión).

Los desplazamientos son asimétricos, tanto en el seno de la malla como en la IMT-protésica, y son superiores a los valores observados en el abdomen sano.

Resultados

C.4. Resultados de la simulación mediante MEF. Malla Duramesh®

C.4.1. Estudio cualitativo. Tensión de Von Mises, deformación y desplazamiento

Tensión de Von Mises

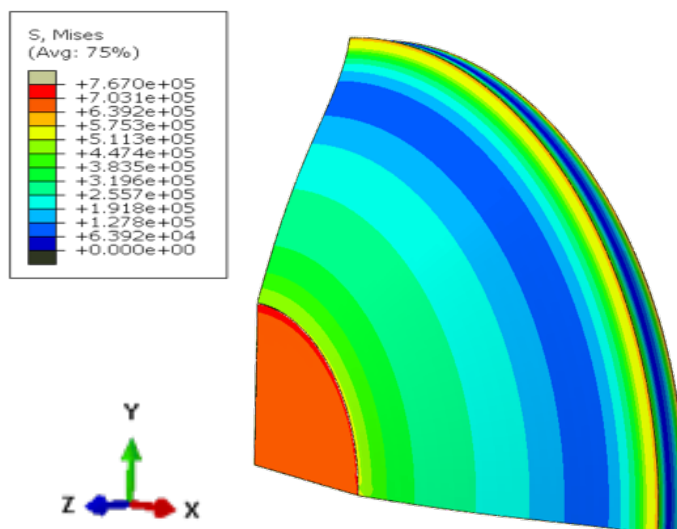


Imagen 46. Simulación. Duramesh® y abdomen en conjunto, tensión VM

En la representación del modelo en conjunto la tensión se concentra en la IMT siendo el valor de la IMT-protésica superior a la IMT-tisular. Además se puede observar la asimetría de la IMT, tanto en el lado de la malla como del tejido (imagen 46).

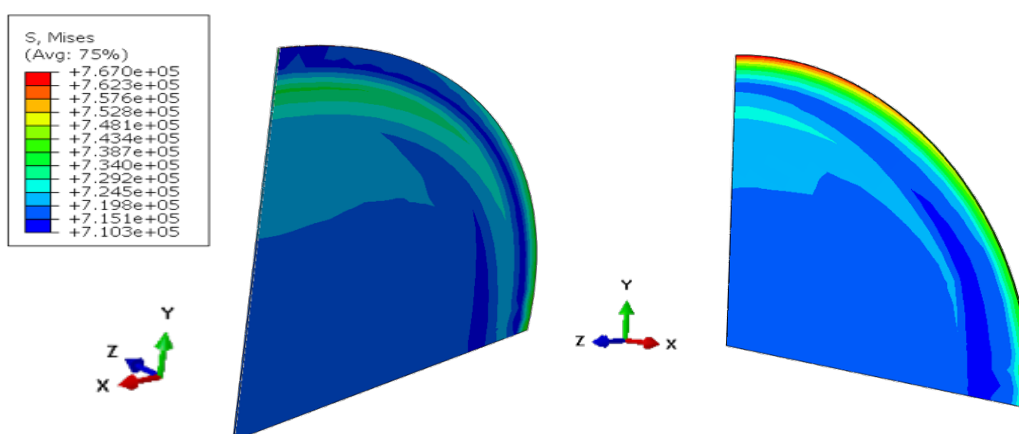


Imagen 47. Simulación Duramesh®.
Malla tensión VM interior

Malla tensión VM exterior

La tensión en el área de la prótesis no es uniforme, de tal forma que las dos direcciones de estudio presentan un comportamiento distinto según nos aproximemos a la IMT. En la cara interna de la IMT-protésica el eje rígido corresponde con el eje OX (dir 1) y el eje OY con el elástico (dir 2). Sin

Resultados

embargo, en la cara externa estos ejes se intercambian, además de soportar la tensión máxima registrada de las dos caras (imagen 47).

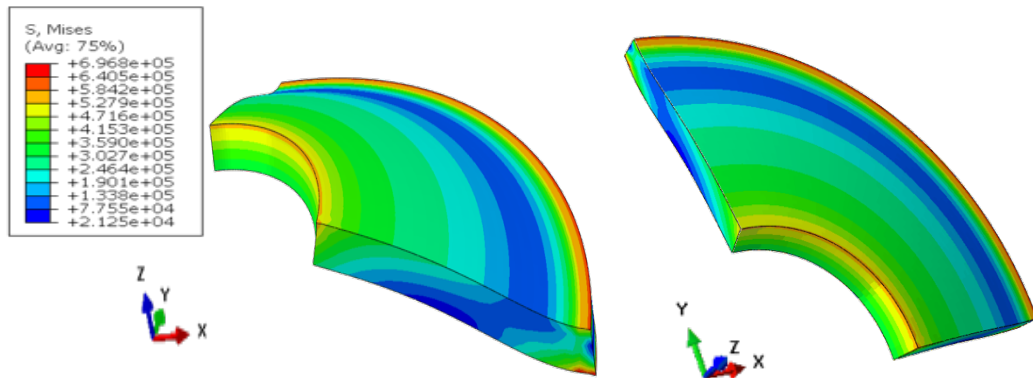


Imagen 48. Simulación Duramesh®. Abdomen tensión VM (dos vistas)

En el abdomen periherniario la tensión se concentra en la zona de la IMT-tisular y, al contrario de lo que ocurre con Spider, la tensión en el tejido es inferior a la soportada por la malla. En el grosor de la IMT-tisular la tensión se concentra de forma asimétrica en la zona de unión con la malla (cara externa), expresando el eje OX el comportamiento más rígido (imagen 48).

Deformación

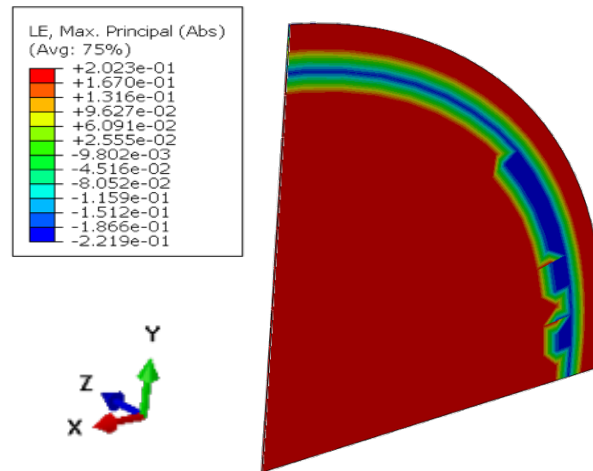


Imagen 49. Simulación Duramesh®. Deformación de la malla

La deformación observada es muy simétrica tanto en el seno de la malla como de la IMT-protésica. Los valores negativos acontecen en el área previa a la IMT, también de una forma muy simétrica (imagen 49).

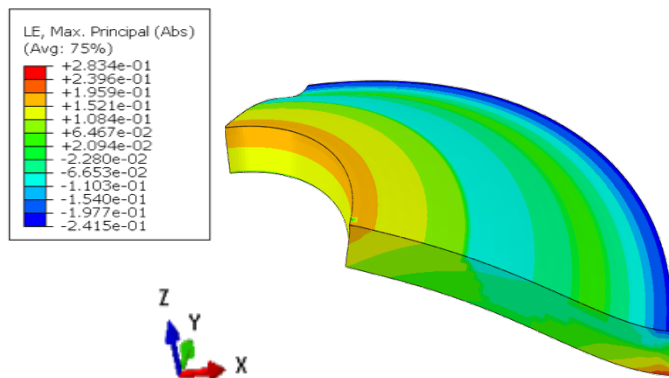


Imagen 50. Simulación Duramesh®. Deformación del Abdomen periherniario

La zona de la IMT-tisular también presenta una deformación muy simétrica. Los valores negativos son observados en las zonas periféricas, sobre todo en la zona de anclaje exterior. En el abdomen la deformación se distribuye en anillos concéntricos (imagen 50).

Desplazamiento

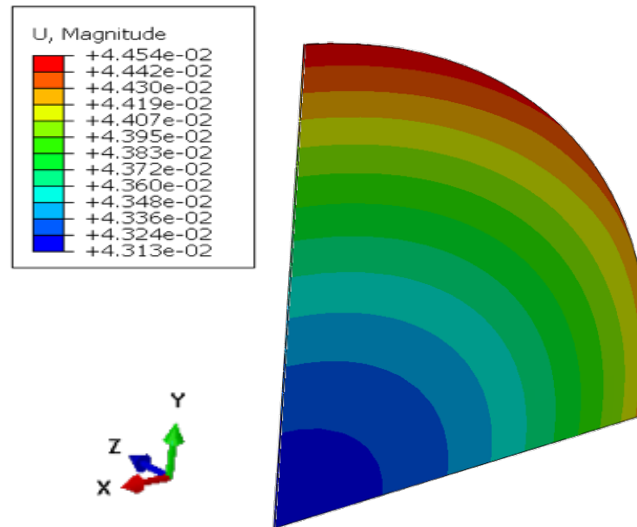


Imagen 51. Simulación Duramesh®. Desplazamiento en la malla

La malla se desplaza cuasi en anillos concéntricos, de tal forma que en la IMT-protésica acontece una asimetría con un mayor desplazamiento en eje OY (imagen 51).

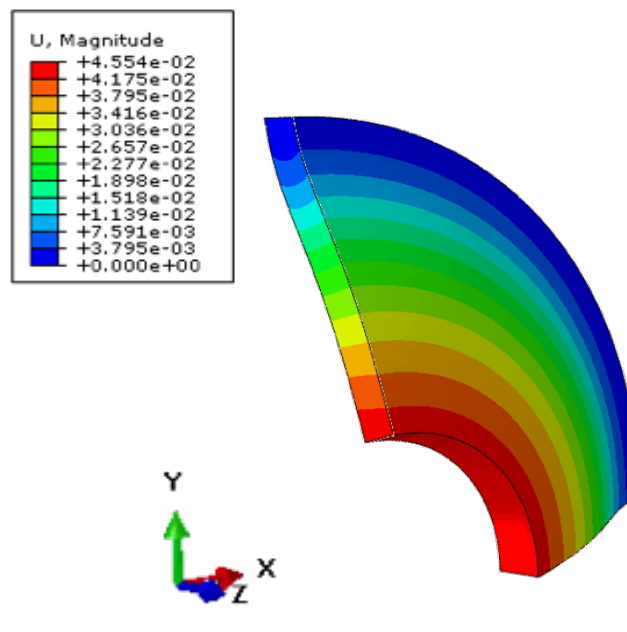


Imagen 52. Simulación Duramesh®. Desplazamiento en el abdomen periherniario

En el abdomen periherniario el desplazamiento en anillos concéntricos es más nítido (imagen 52).

C.4.2. Estudio cuantitativo. Tensión de Von Mises, deformación y desplazamiento

Tensión de Von Mises

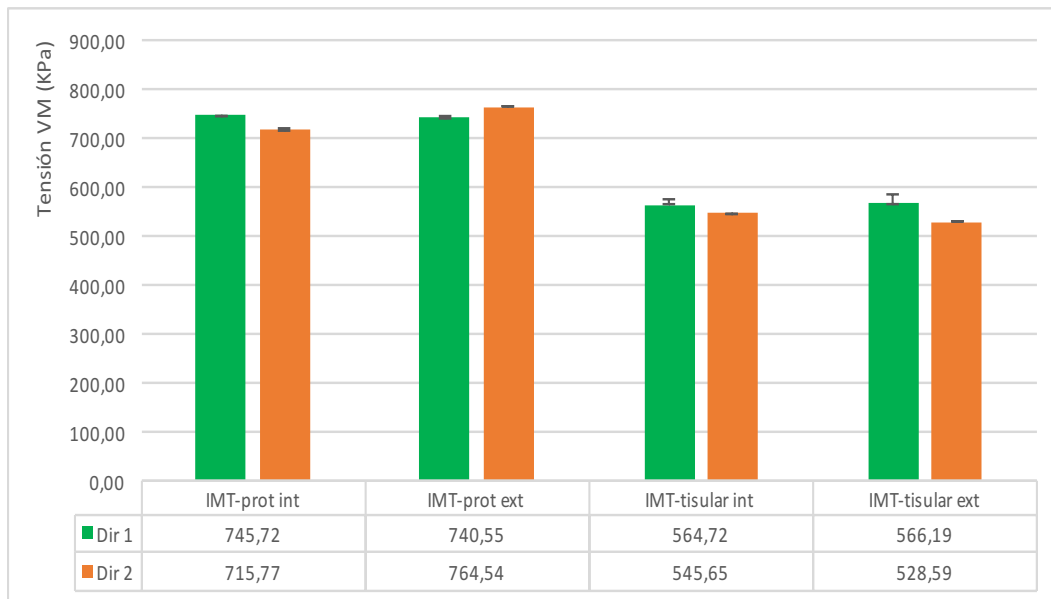


Gráfico 33. Duramesh®, tensión de VM en la IMT, según direcciones de estudio (promedio y DS)

Cuantitativamente, la zona de la IMT-protésica registra una tensión superior a la tisular.

En la cara interna de la IMT-protésica la dir 1 presenta el eje rígido y la dir 2 el elástico. A nivel de la cara externa estos ejes se intercambian.

En la IMT-tisular la dir 1 de ambas caras representa el eje rígido. No obstante, la diferencia entre ambas caras es muy leve (gráfico 33).

Tensión de Von Mises radial

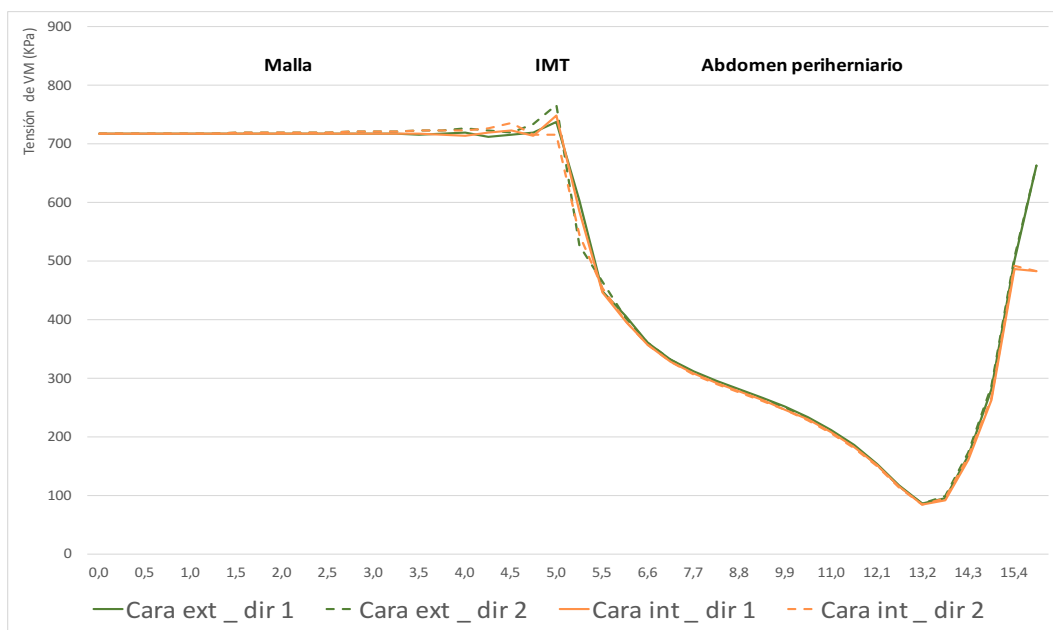


Gráfico 34. Duramesh®, tensión de VM en la IMT, radial. Dir 1-2 (cara ext vs int)

En el estudio radial, distinguimos cómo en la zona de la malla la cara interna y externa presentan valores muy similares.

Sin embargo, en la IMT sufre las mayores discordancias con un ascenso y un descenso muy pronunciado de la tensión: En la IMT-protésica el eje rígido de la cara interna es la dir 1 y el elástico la dir 2, mientras que en la cara externa se intercambian siendo la dir 2 la rígida. En la IMT-tisular la dir 1 de ambas caras es la rígida y la dir 2 la elástica.

A nivel del abdomen periherniario el comportamiento es muy similar al del abdomen sano (gráfico 34).

Deformación

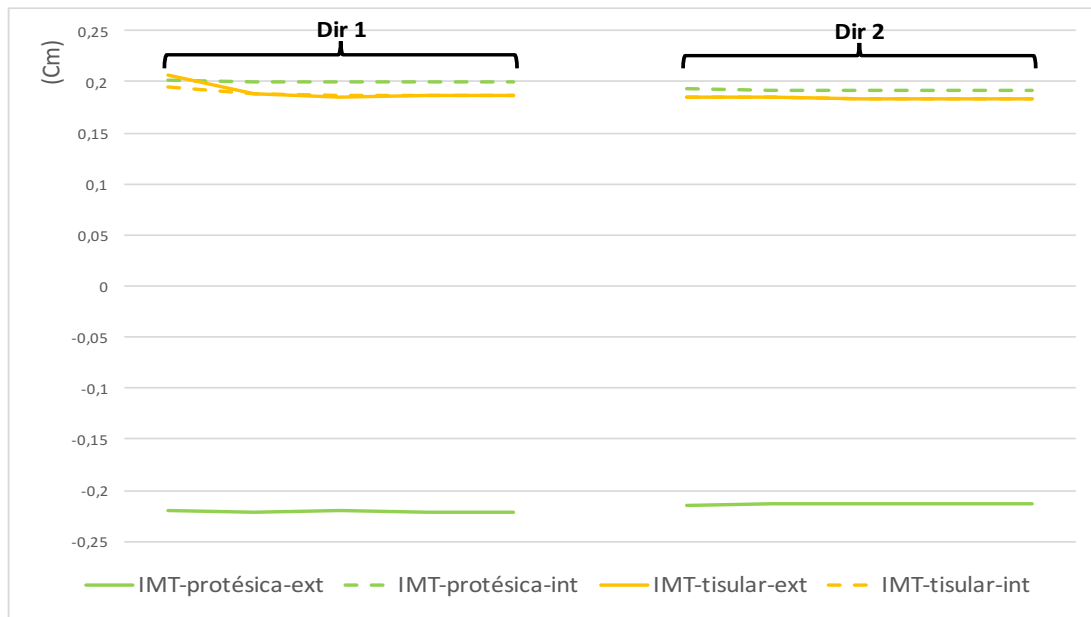


Gráfico35. Duramesh®, deformación en la IMT, según direcciones de estudio (cara int vs ext)

Apreciamos valores negativos en la cara externa de la prótesis en ambas direcciones. En el resto de la simulación los valores son positivos (gráfico 35).

Desplazamientos

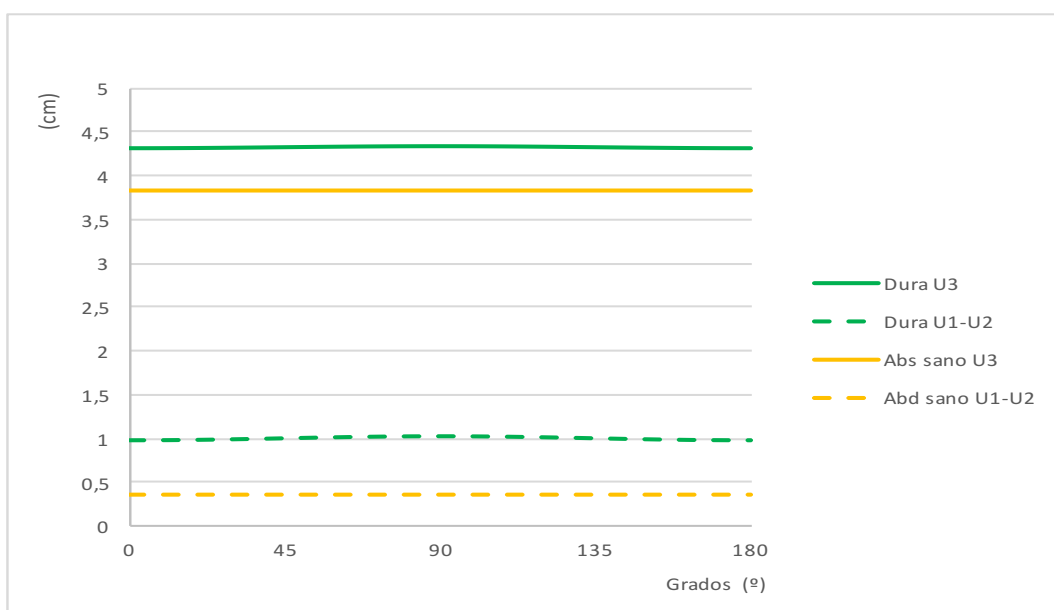


Gráfico 36. Duramesh®, desplazamientos en la IMT, según U

El desplazamiento en conjunto acontece a expensas de U3 donde la simulación produce un aumento en promedio del 26,9%; sin embargo, en U1-U2 sólo asciende un 6,29%. El desplazamiento de la IMT simulada es superior al del abdomen sano (gráfico 36).

Desplazamiento radial

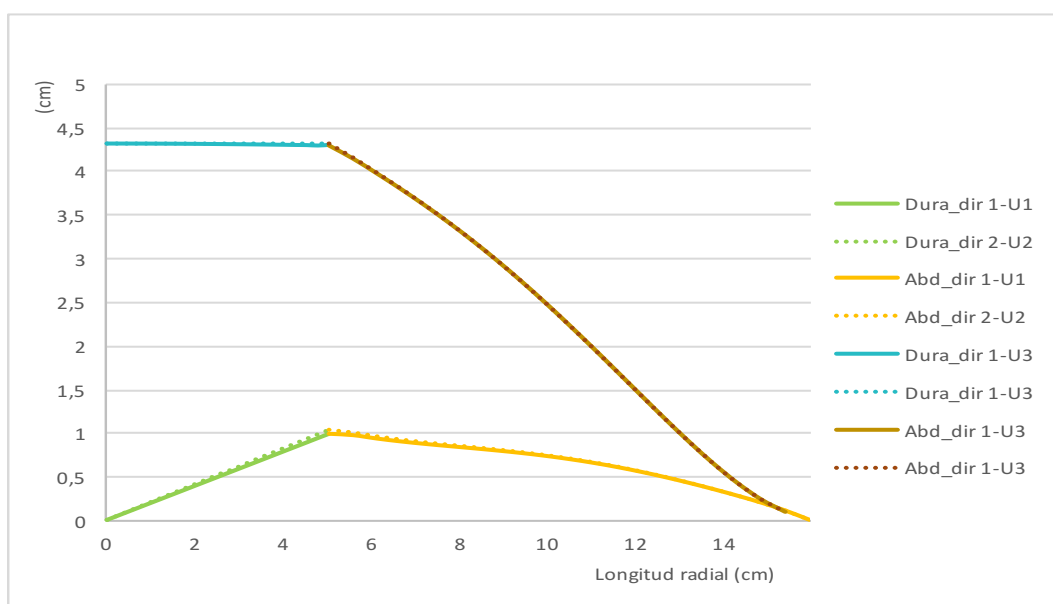


Gráfico 37. Duramesh®, desplazamientos radiales, según direcciones de estudio

El desplazamiento radial en U3 es claramente superior en el lado de la malla que en el tejido. Los mayores desplazamientos en U1-U2 se observan en la zona de la IMT (gráfico 37).

C.4.3. Interpretación de resultados de la simulación con la malla Duramesh®

La malla tiene un comportamiento anisótropo lo que determina la misma respuesta en la IMT y en el abdomen periherniario. La tensión se concentra en la zona de la IMT de forma asimétrica donde existe una gran inestabilidad mecánica debido al gradiente de tensión que se produce entre la IMT-protésica y la IMT-tisular. Esta inestabilidad mecánica se ve aumentada por el hecho de que la asimetría de la malla afecta tanto a sus caras como a sus direcciones de estudio.

La simulación provoca deformaciones positivas y negativas lo que conlleva la aparición de alabeo y por tanto tensiones de cizalla.

Los desplazamientos son asimétricos tanto en el seno de la malla como en la IMT-protésica y son superiores a los valores observados en el abdomen sano.

C.5. Resultados de la simulación mediante MEF. Malla Repol Angimesh®

C.5.1. Estudio cualitativo. Tensión de Von Mises, deformación y desplazamiento

Tensión de Von Mises

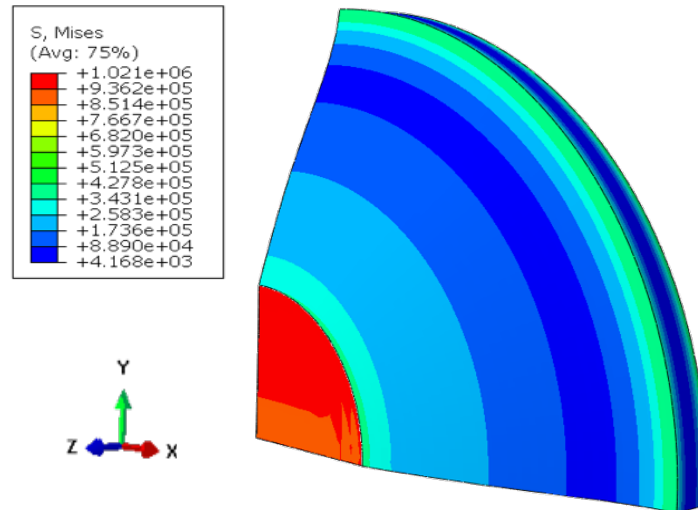


Imagen 53. Simulación. Repol Angimesh® y abdomen en conjunto, tensión VM

En la simulación completa se aprecia los dos ejes de ortotropía claramente diferenciados tanto en la IMT-protésica como tisular (imagen 53).

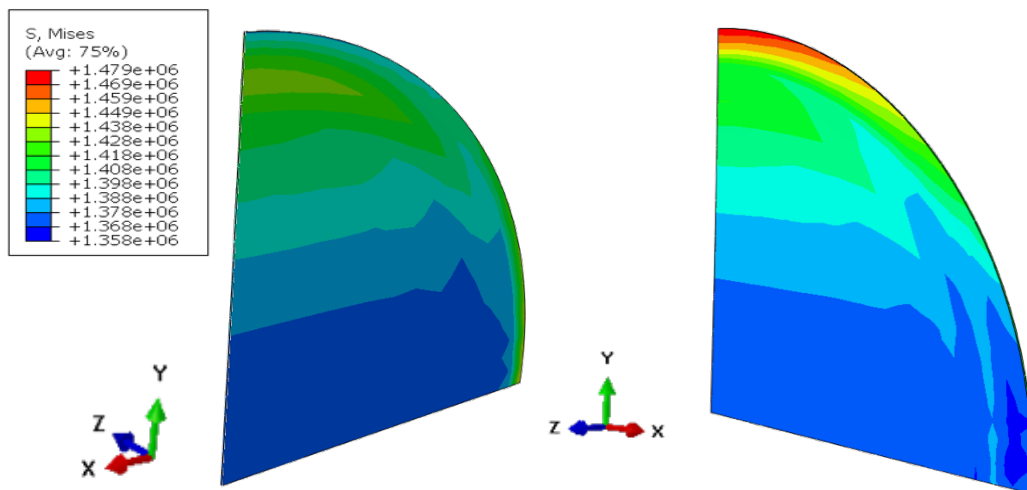


Imagen 54. Simulación Repol Angimesh®.
Malla tensión VM interior

Malla tensión VM exterior

En el área de la prótesis la tensión no es uniforme de tal forma que las dos direcciones de estudio presentan un comportamiento distinto, además la distribución de la tensión no es circunferencial sino radial. En la cara interna de la IMT-protésica el eje rígido corresponde con el eje OX (dir 1) mientras que el eje OY es el elástico (dir 2). Sin embargo, en la cara externa estos ejes se intercambian, y además

Resultados

se puede apreciar como la tensión es la máxima registrada. La distribución de la tensión en la IMT-protésica es más asimétrica que su homóloga en densidad Duramesh® (imagen 54).

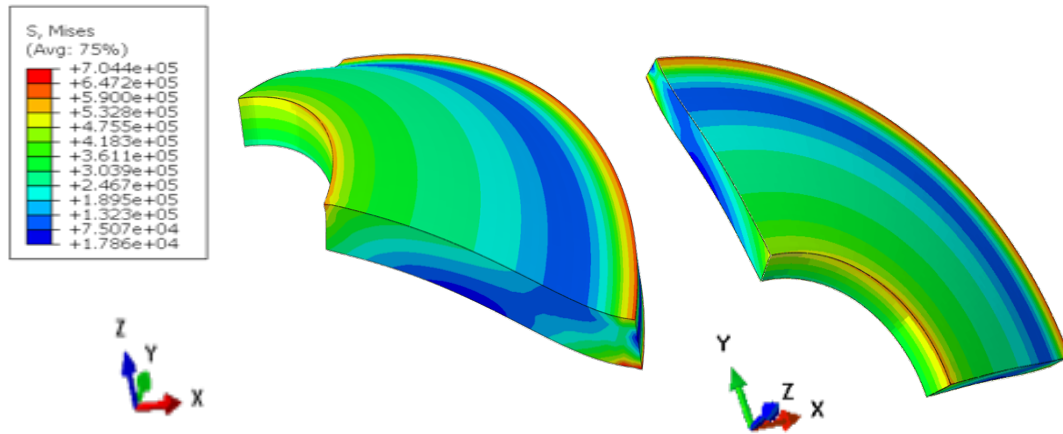


Imagen 55. Simulación Repol Angimesh®. Abdomen tensión VM (dos vistas)

En el abdomen la tensión se acumula en la IMT-tisular de forma asimétrica y en la cara externa, expresando el eje OX el comportamiento rígido (imagen 55).

Deformación

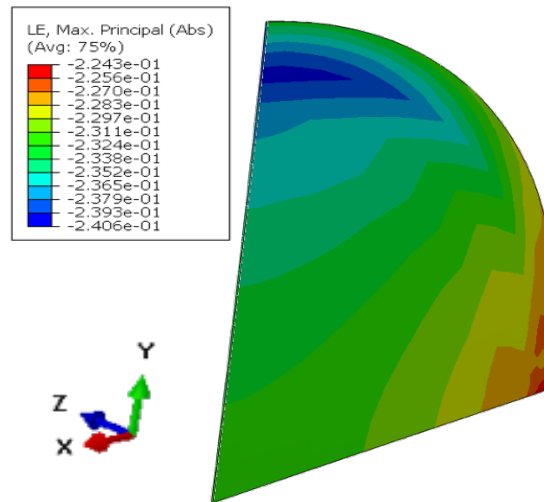


Imagen 56. Simulación Repol Angimesh®. Deformación en la malla

En la malla observamos valores negativos de deformación en todos los puntos de la simulación, con un comportamiento asimétrico según la dirección que consideremos (imagen 56).

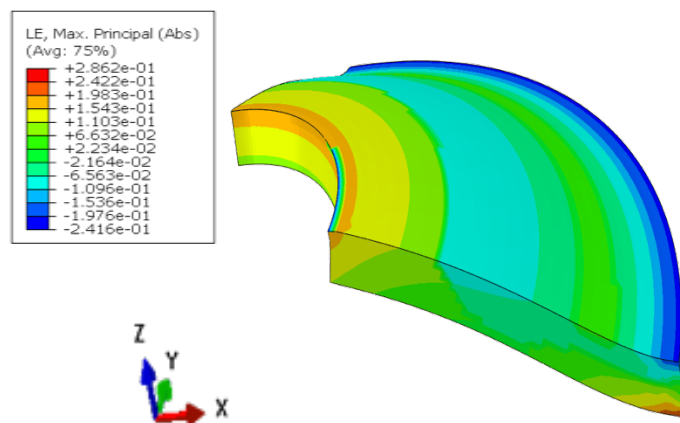


Imagen 57. Simulación Repol Angimesh®. Deformación en el abdomen periherniario

En el abdomen periherniario la IMT-tisular presenta también un comportamiento asimétrico, correspondiendo los valores negativos con el eje OX donde se concentra una mayor tensión de VM (imagen 57).

Desplazamientos

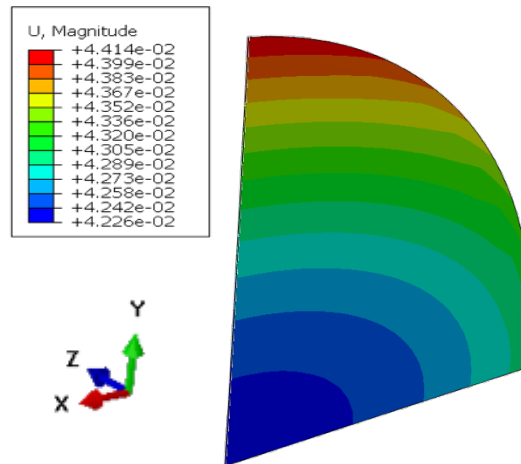


Imagen 58 Simulación Repol Angimesh®. Desplazamiento en la Malla

La malla experimenta desplazamientos asimétricos, presentado el eje OY los mayores desplazamientos (imagen 58).

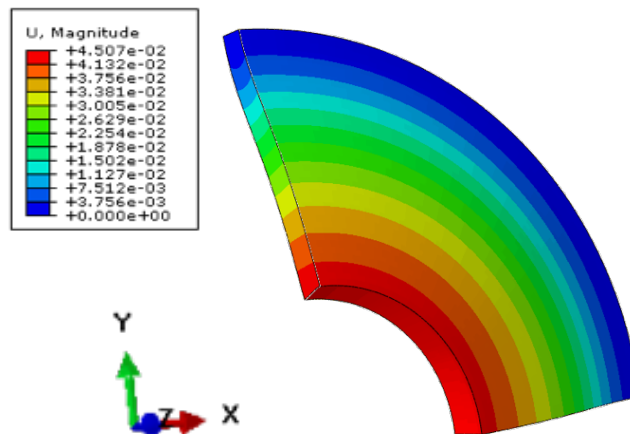


Imagen 59. Simulación Repol Angimesh®. Desplazamiento en el abdomen periherniario

En el abdomen periherniario se aprecia una distribución del desplazamiento en forma de anillos concéntricos (imagen 59).

C.5.2. Estudio cuantitativo. Tensión de Von Mises, deformación y desplazamiento

Tensión de Von Mises



Gráfico 38. Repol Angimesh®, tensión de VM en la IMT, según direcciones de estudio. (Promedio y DS)

La IMT-protésica registra valores tensionales superiores a la IMT-tisular. Los ejes rígidos y elásticos en ambas caras están intercambiados. En la IMT-tisular la dir 1 presenta el mismo comportamiento rígido en ambas caras (gráfico 38).

Tensión de Von Mises radial

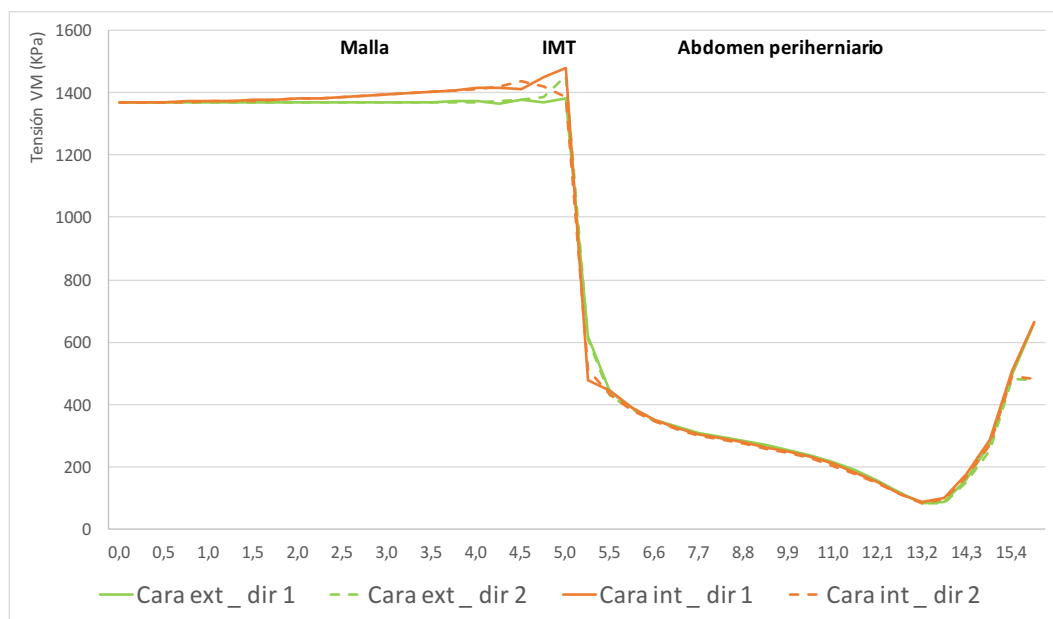


Gráfico 39. Repol Angimesh®, tensión de VM en la IMT, radial. Dir 1-2 (cara ext vs int)

En el estudio radial, en la zona de la malla, tanto en la cara interna como la externa, la tensión presenta valores distintos, sin embargo, se comporta de forma similar en las dos direcciones de estudio.

A nivel de la IMT descubrimos un gran gradiente tensional con un gran descenso de la tensión en la IMT-tisular.

En la IMT observamos un intercambio de ejes entre las dos caras, de modo que, en la IMT-protésica el eje rígido de la cara interna es la dir 1 y el elástico la dir 2, mientras que en la cara externa se intercambian. En la IMT-tisular este efecto no se produce y la dir 1 de ambas caras se comporta como el eje rígido.

En el seno del abdomen periherniario tanto las caras como sus respectivas direcciones recuperan un comportamiento similar al fisiológico (gráfico 39).

Deformación

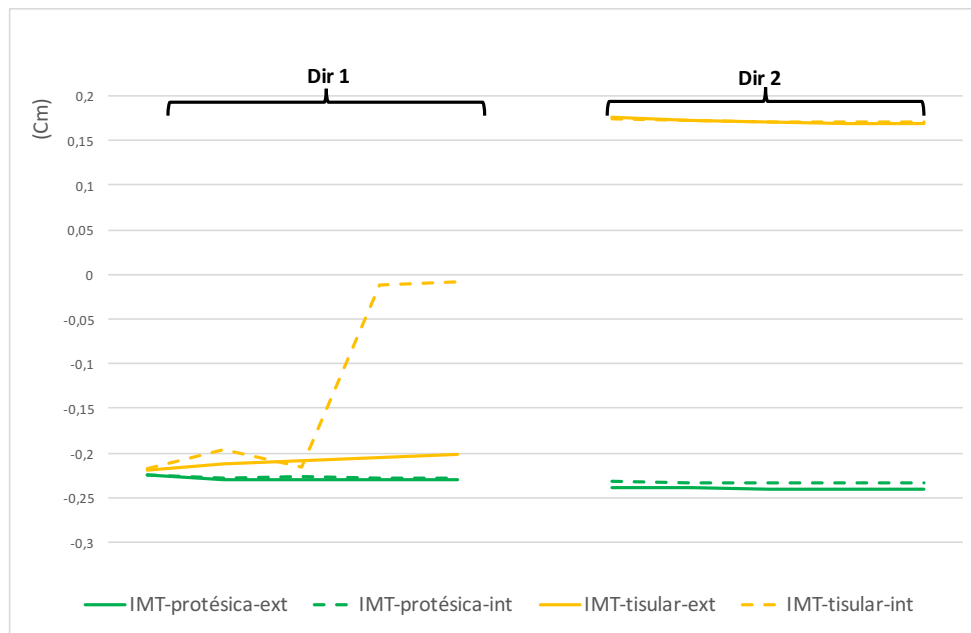


Gráfico 40. Repol Angimesh®, deformación en la IMT, según direcciones de estudio (cara int vs ext)

Todos los puntos analizados, excepto la dir 2 de la IMT-tisular (cara externa e interna) presentan valores negativos (gráfico 40).

Resultados

Desplazamiento

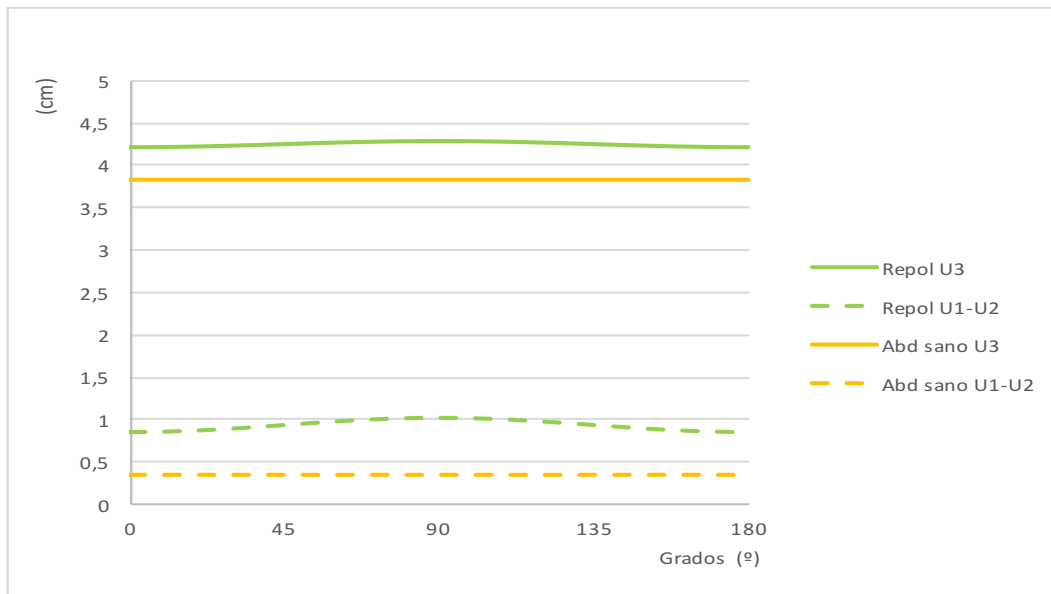


Gráfico 41. Repol Angimesh®, desplazamiento en la IMT, según U

El mayor desplazamiento ocurre en U3, siendo superior al experimentado por el abdomen sano. En promedio el desplazamiento en U3 aumenta un 26,5% y en U1-U2 un 5,84%. También se observa asimetría, correspondiendo la dir 1 con el eje rígido (0°) (gráfico 41).

Desplazamiento radial

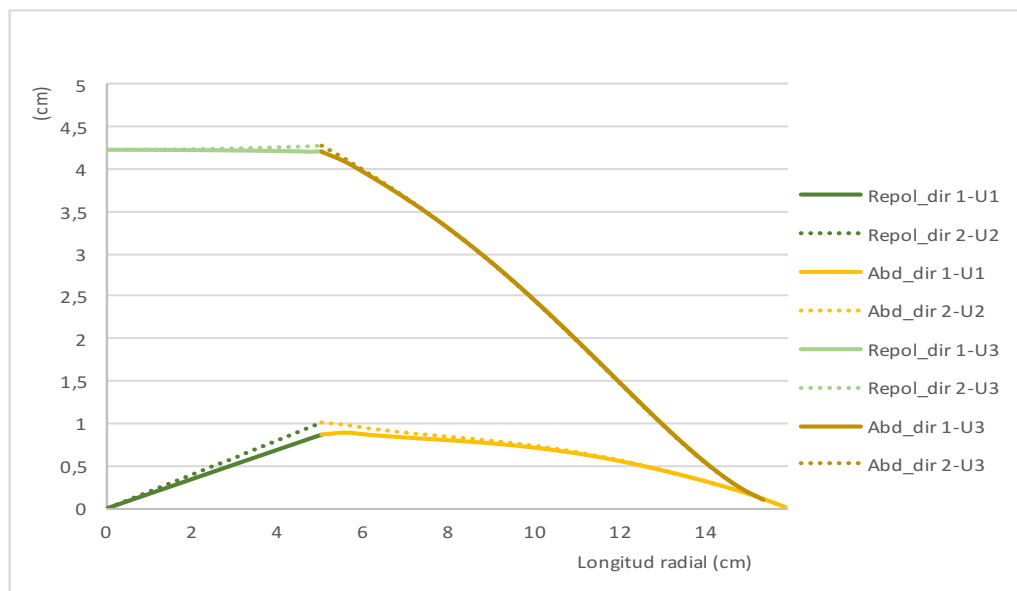


Gráfico 42. Repol Angimesh®, desplazamientos radiales, según direcciones de estudio

Resultados

El desplazamiento radial U3 de la malla es superior al del abdomen periherniario. Se pueden apreciar diferencias según la dirección considerada. Los desplazamientos U1-U2 se encuentran más restringidos y son superiores a nivel de la IMT (gráfico 42).

C.5.3. Interpretación de resultados de la simulación con la malla Repol Angimesh®

La simulación nos ofrece una respuesta mecánica muy similar a la malla Repol Angimesh®, presentándola como una malla anisótropa. La tensión se concentra en la zona de la IMT de forma asimétrica donde existe una gran inestabilidad mecánica debido al gradiente de tensión que se produce entre la IMT-protésica y la IMT-tisular. Esta inestabilidad mecánica se ve aumentada por el hecho de que la asimetría de la malla afecta tanto a sus caras como a sus direcciones de estudio.

La deformación observada en el seno de la malla manifiesta la existencia de fenómenos de alabeo en todas las zonas de estudio consideradas.

El desplazamiento en la IMT es radial y sigue la tónica general de las mallas anisótropas.

C.6. Resultados de la simulación mediante MEF. Malla Goretex®

C.6.1. Estudios cualitativos. Tensión de Von Mises, deformación y desplazamiento

Tensión de Von Mises

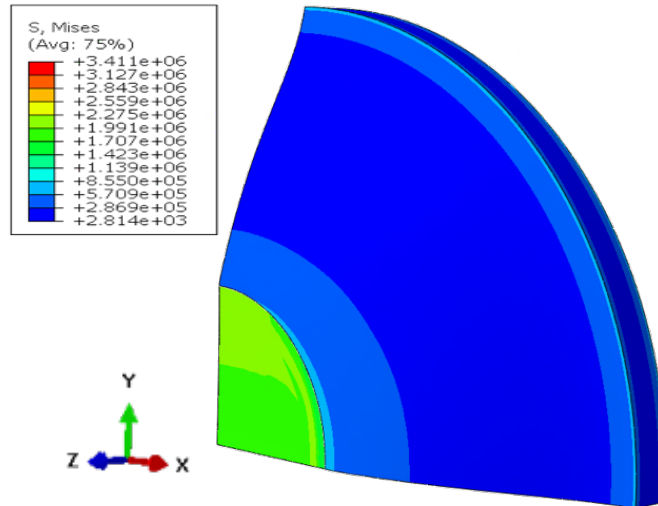


Imagen 60. Simulación. Goretex® y abdomen en conjunto, tensión VM

En la imagen 60 de la simulación completa la tensión se acumula en la IMT de forma asimétrica, tanto en el área protésica como tisular

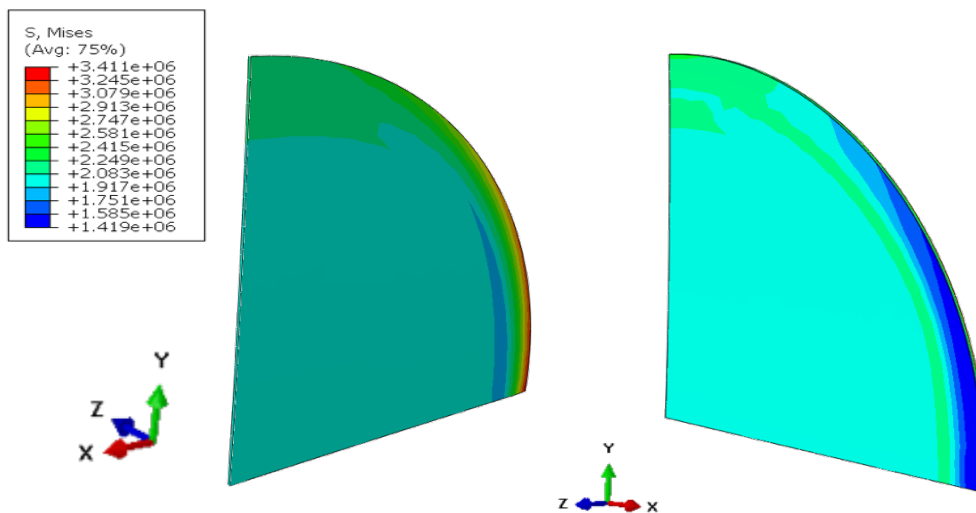


Imagen 61. Simulación Goretex®.
Malla tensión VM interior

Malla tensión VM exterior

Resultados

En el área central de la prótesis la tensión es muy uniforme tanto en la cara interior como exterior. En la IMT-protésica acontece una distribución asimétrica de la tensión, de tal forma, que en la cara interior el eje rígido corresponde con el OX (dir 1) y viceversa en la cara exterior (imagen 61).

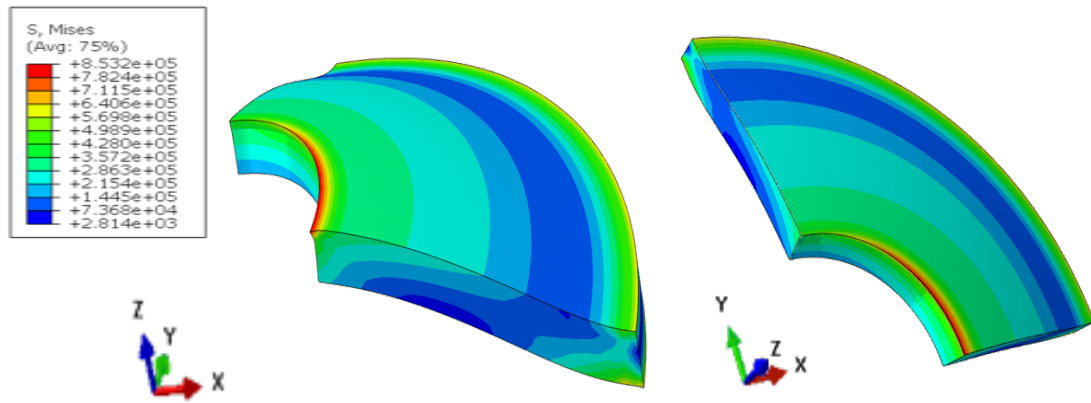


Imagen 62. Simulación Goretex®. Abdomen tensión VM (dos vistas)

En el abdomen la tensión se concentra en la zona de la IMT-tisular y en su cara exterior, sobre todo en el eje OX que, de esta forma, se comporta como el rígido en ambas caras (imagen 62).

Deformación

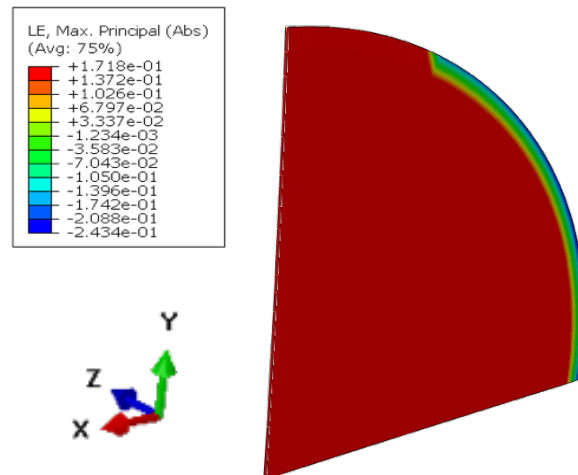


Imagen 63. Simulación Goretex®. Deformación en la malla

La deformación experimentada es muy simétrica en el seno de la malla; sin embargo, en la IMT-protésica aparecen valores negativos que sugieren la existencia de compresión en el eje 0X (imagen 63).

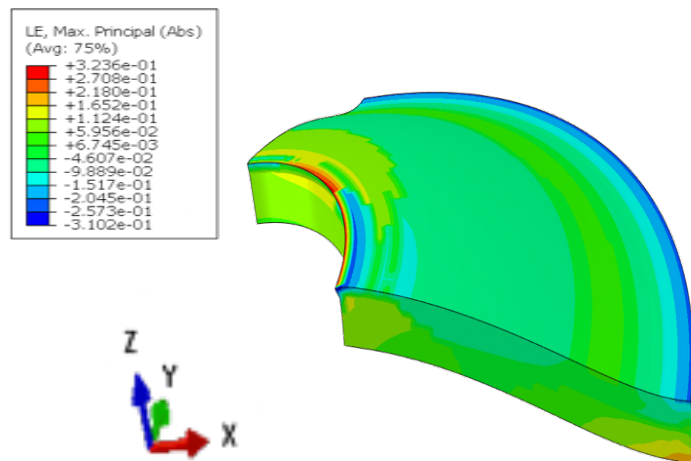


Imagen 64. Simulación Goretex®. Deformación en el abdomen periherniario

Este mismo comportamiento puede ser apreciado en la IMT-tisular coincidiendo la zona de valores negativos con los la IMT-protésica. En el abdomen periherniario los valores son negativos alcanzando los valores máximos en la zona de anclaje exterior del modelo (imagen 64).

Desplazamiento

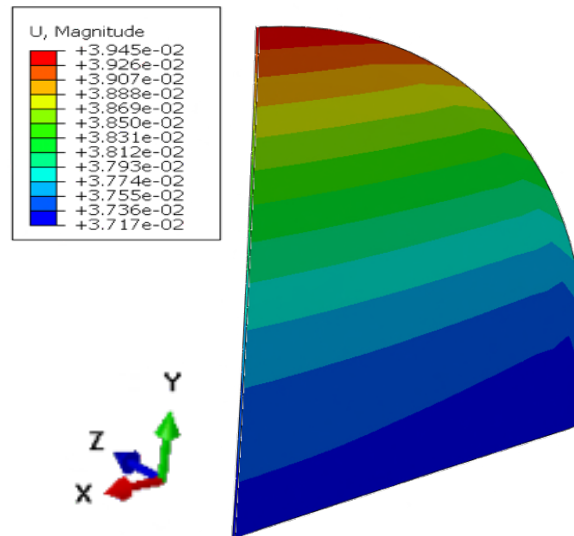


Imagen 65. Simulación Goretex®. Desplazamiento en la malla

El desplazamiento acontece de forma cuasi paralela desde el mismo centro de la malla. Los ejes rígido y elástico coinciden con las dir 1 y dir 2 de estudio (imagen 65).

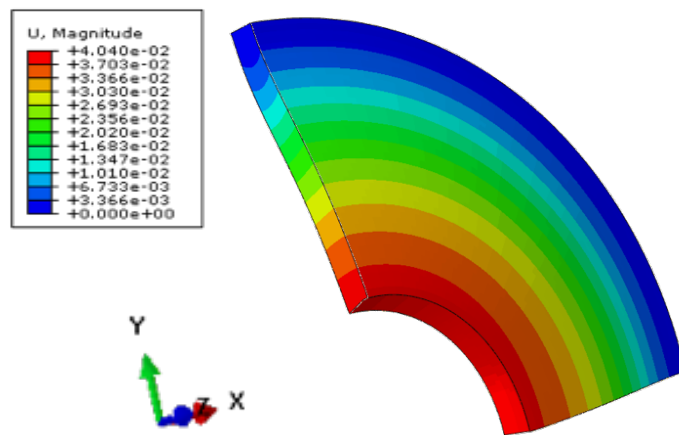


Imagen 66. Simulación Goretex®. Desplazamiento en el abdomen periherniario

En el abdomen periherniario los desplazamientos se producen en anillos concéntricos, disminuyendo este efecto conforme se aleja de la zona de la IMT (imagen 66).

C.6.2. Estudio cuantitativo. Tensión de Von Mises, deformación y desplazamiento

Tensión de Von Mises

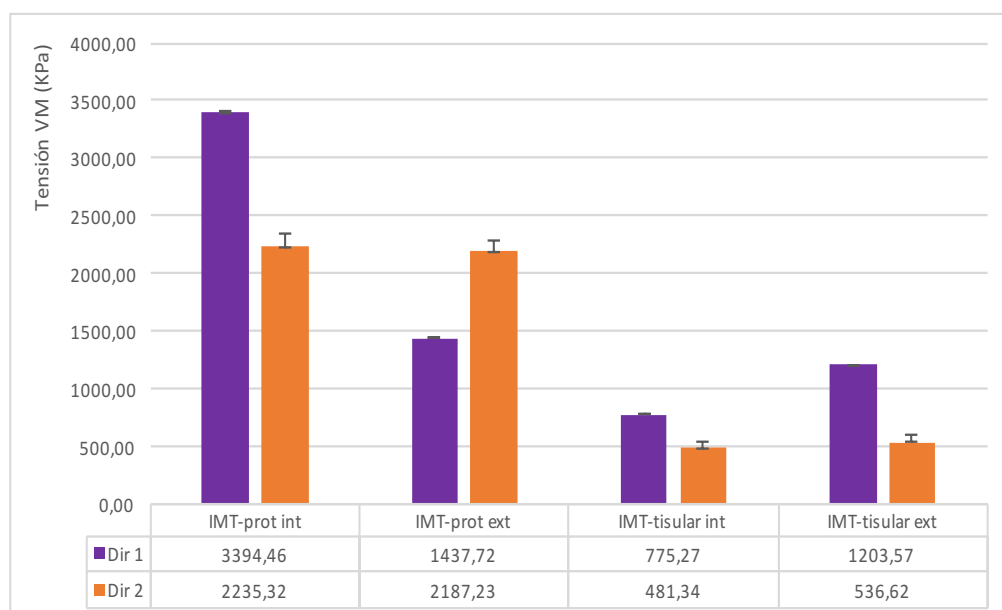


Gráfico 43. Goretex®, tensión de VM en la IMT, según direcciones de estudio (promedio y DS)

Esta prótesis presenta un gradiente tensional entre la IMT-protésica y la tisular comportándose además de forma asimétrica.

A nivel de la IMT protésica la cara interna dispone la dir 1 como la rígida y la dir 2 la elástica. En la cara externa este comportamiento se traspone siendo la dir 2 la rígida y la 1 la elástica.

En la IMT tisular la cara externa soporta las mayores tensiones, y en ambas facetas la dir 1 se presenta como la rígida (gráfico 43).

Tensión de Von Mises radial

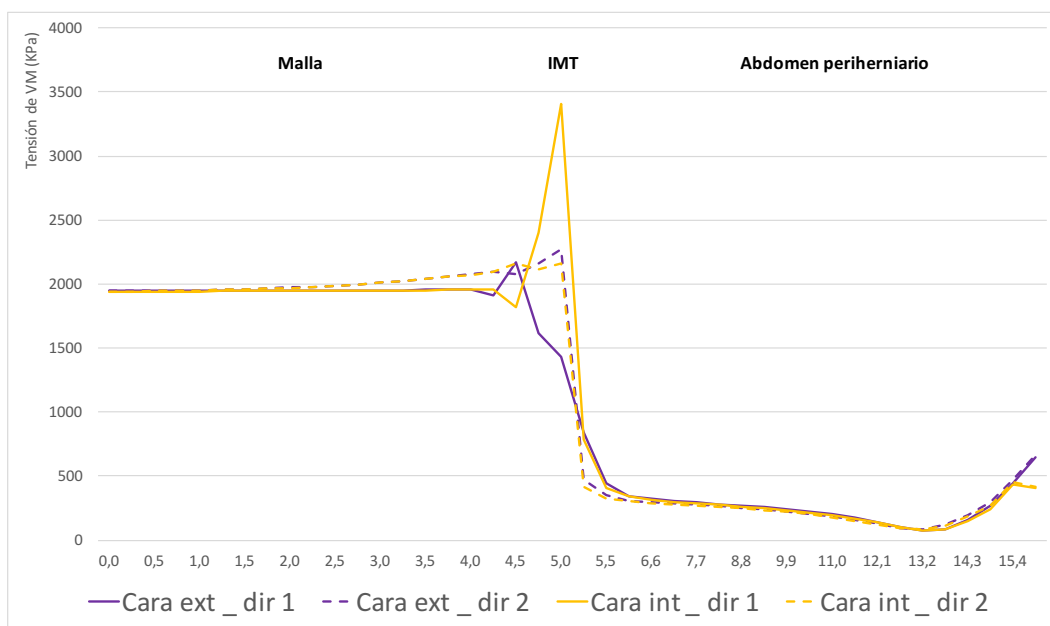


Gráfico 44. Goretex®. tensión de VM en la IMT. radial. Dir 1-2 (cara ext vs int)

En el estudio radial, en la zona de la malla hasta el punto (2,0,0) los valores de la tensión de VM son coincidentes, tanto en las dos caras interna y externa, como en sus respectivas direcciones 1 y 2. A partir de ese punto y hasta la IMT-protésica son coincidentes los valores de las tensiones de VM en las dos caras, pero distintas en las dos direcciones de estudio.

A nivel de la IMT descubrimos un gradiente tensional con un gran ascenso en la IMT-protésica seguida de un descenso brusco en la IMT-tisular. Observamos que en la IMT-protésica el eje rígido de la cara interna es la dir 1 y el elástico la dir 2, mientras que en la cara externa se intercambian. En la IMT-tisular, en ambas, caras la dir 1 es más rígida que la dir 2.

En el abdomen periherniario tanto las caras como sus respectivas direcciones recuperan un comportamiento tensional que tiende a ser el fisiológico (gráfico 44).

Deformación

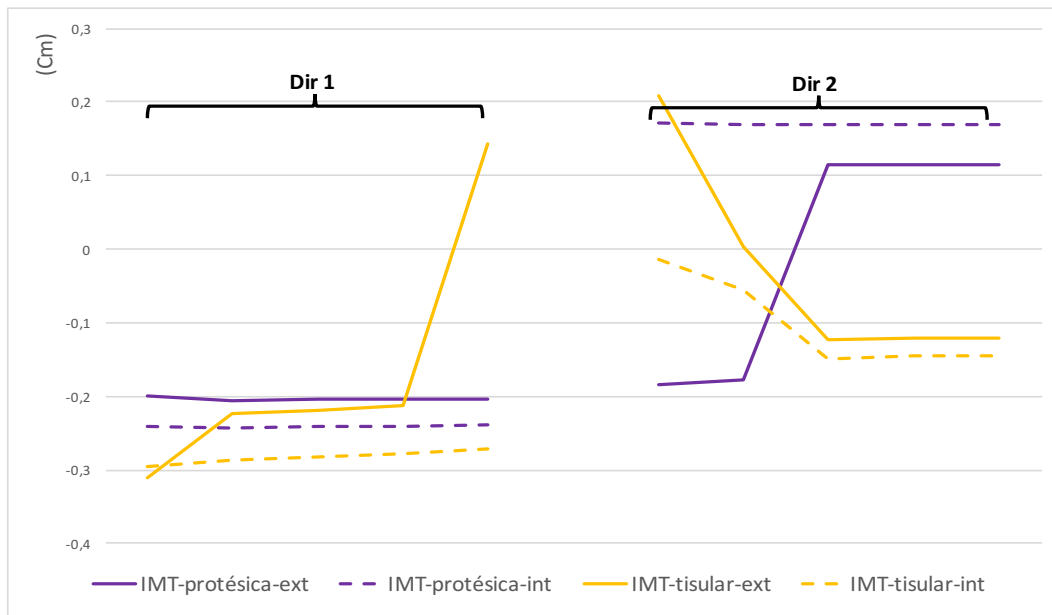


Gráfico 45. Goretex®, deformación en la IMT, según direcciones de estudio (cara int vs ext)

La mayoría de los valores de la dir 1 son negativos excepto una zona de la IMT-tisular externa. Sin embargo, en la dir 2 coexisten valores positivos y negativos tanto en la IMT-protésica como en la IMT tisular (gráfico 45).

Desplazamiento

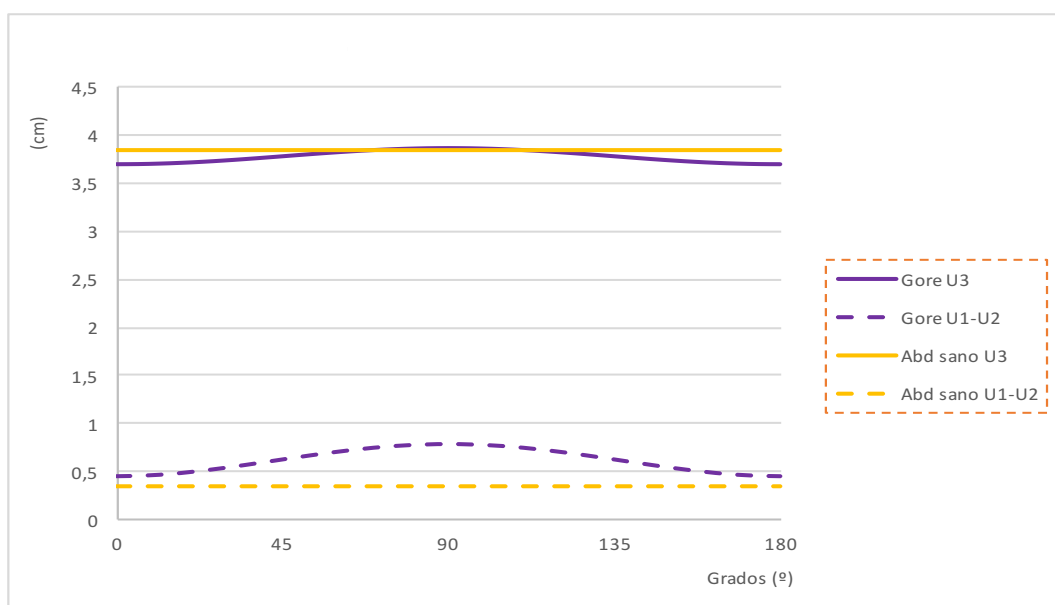


Gráfico 46. Goretex®, desplazamiento en la IMT, según U

El tipo U3 experimenta un desplazamiento muy superior a U1 y U2 (porcentaje promedio de 23,5% y 3,89% respectivamente). Además, observamos anisotropía ya que el eje rígido se corresponde con 0° (dir 1). Desde otro punto de vista, a los 90° el desplazamiento U3 coincide con el del abdomen sano (gráfico 46).

Desplazamiento radial

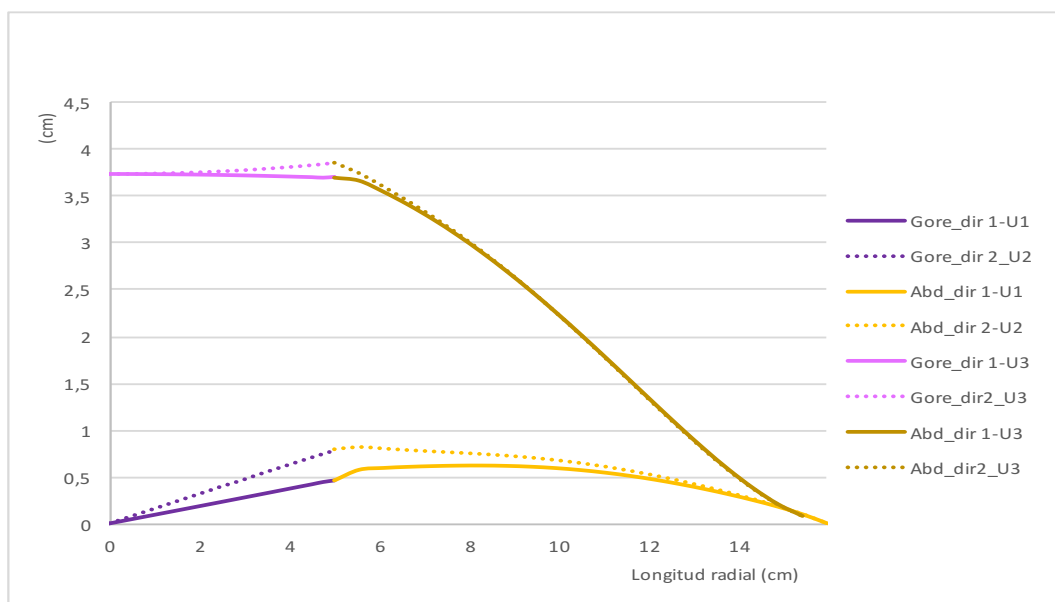


Gráfico 47. Goretex®, desplazamientos radiales, según direcciones de estudio

Se observa que el desplazamiento radial es similar al observado en la simulación de las otras mallas estudiadas: En U3 el desplazamiento en la zona de la malla es superior al del abdomen

periherniario y es distinto según la dirección considerada. En U1-U2 el mayor desplazamiento acontece en la zona de la IMT (gráfico 47).

C.6.3. Interpretación de resultados de la simulación con la malla Goretex®

La simulación con esta malla determina un comportamiento anisótropo. La tensión se concentra en la zona de la IMT de forma asimétrica, donde existe una gran inestabilidad mecánica debido al gradiente de tensión que se produce entre la IMT-protésica y la IMT-tisular. Esta inestabilidad mecánica se ve aumentada por el hecho de que la asimetría de la malla afecta tanto a sus caras como a sus direcciones de estudio.

La deformación en el seno de la malla es uniforme sin embargo en la IMT coexisten valores negativos y positivos. Este hecho puede dar lugar a una elevada inestabilidad en la zona por fenómenos de alabeo.

El desplazamiento también es asimétrico, pero con valores más cercano a los del abdomen sano que el resto de mallas.

C.7. Estudios comparativos de la tensión de Von Mises. Índice de simetría

C.7.1. Tensión de Von Mises en la IMT angular (entre 0-180°).

| | IMT-protésica | IMT tisular |
|---|--|--|
| Abdomen Sano | 307,95 (0,069) | |
| Spider | Int: 317,4 (0,3) Ext: 356,9 (0,7) | Int: 579,8 (4,1) Ext: 543,9 (8,2) |
| Ultrapro® | Int: 1597,0 (199,2) Ext: 1064,6 (136,5) | Int: 572,6 (33,5) Ext: 623,5 (74,4) |
| Duramesh® | Int: 730,8 (11,6) Ext: 752,2 (10,0) | Int: 554,5 (9,5) Ext: 546,1 (18,5) |
| Repol Angimesh® | Int: 1415,8 (25,4) Ext: 1423 ,9 (39,6) | Int: 563,7 (30,8) Ext: 545,18 (43,2) |
| Goretex® | Int: 2868,2 (453,8) Ext 1771,2 (309,2) | Int: 665,6 (128,3) Ext: 728,7 (134,2) |
| Tabla 29. Promedio de tensión VM (desviación estándar) 0°-180° (KPa). Cara interna y externa | | |

En la IMT se produce una alteración de la tensión con respecto al comportamiento del tejido sano abdominal, percibiendo una gran diferencia en la vertiente de la malla vs la del tejido. En todas, excepto Spider, la tensión en la IMT-protésica es superior a la IMT-tisular. La IMT tisular tiene tendencia a recuperar las tensiones del abdomen sano.

Se aprecia que la malla que más fielmente reproduce la tensión abdominal fisiológica es la Spider. Conforme aumenta la cantidad de material de las mallas las tensiones parietales inducidas se alejan de las cifras fisiológica del abdomen sano, siendo Goretex®, la que ocasiona el pico máximo de tensión.

La tensión es distinta según la cara que analicemos: En la IMT-protésica las mallas Spider®, Duramesh® y Repol Angimesh® presentan mayor tensión en la cara externa que en la interna mientras que Ultrapro® y Goretex® actúan de forma contraria, registrando la mayor tensión en la cara interna. En la IMT-tisular la distribución es totalmente opuesta (excepto Goretex® que presenta unos valores prácticamente iguales) (tabla 29).

Resultados

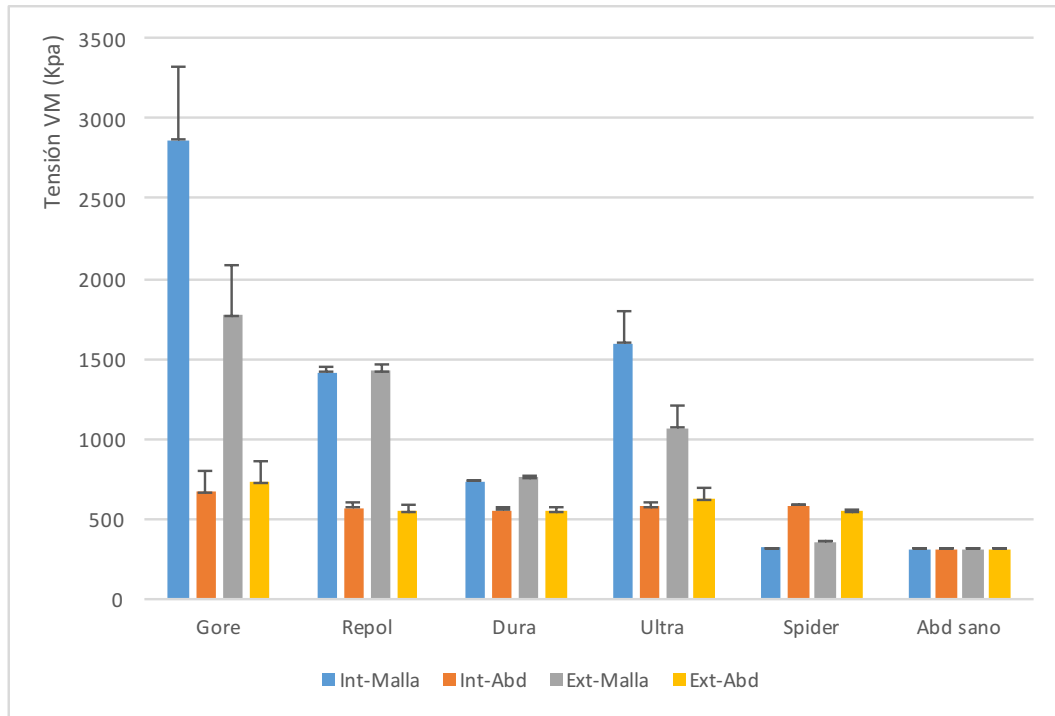


Gráfico 48. Tensión de VM media (y desviación estándar) en la IMT, cara interna y externa

La tensión se acumula especialmente en la zona de la IMT-protésica, ya que en la IMT-tisular las tensiones varían en un rango de valores más estrecho. La Spider es la que reproduce un comportamiento más parecido al abdomen sano y, por tanto, la respuesta abdominal es más fisiológica. Visualmente, estos datos quedan expuestos en el gráfico 48.

C.7.2. Índice de ortotropía de la IMT según la tensión de Von Mises

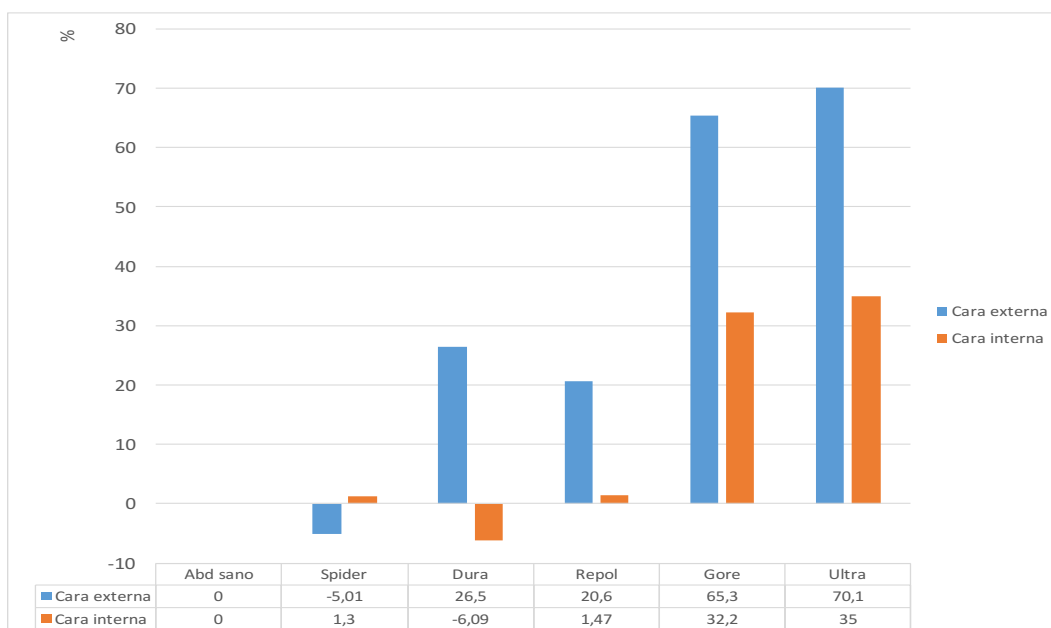


Gráfico 49. Índice de ortotropía de la IMT según la tensión de VM

La malla Spider es la que presenta un comportamiento más isótropo en ambas caras de estudio, le siguen las mallas reticulares. Ultrapro® y Goretex® son las mallas que ocasionan la interfase más anisótropa y, por tanto, sufren un mayor decalaje tensional entre la malla y el tejido. Además, la mayor anisotropía se obtiene en la cara externa. Las mallas Duramesh® y Repol Angimesh® presentan un índice de anisotropía intermedio (gráfico 49, tabla 24 del apéndice).

C.7.3. Estudio comparativo de la deformación de la IMT según dir 1 y 2

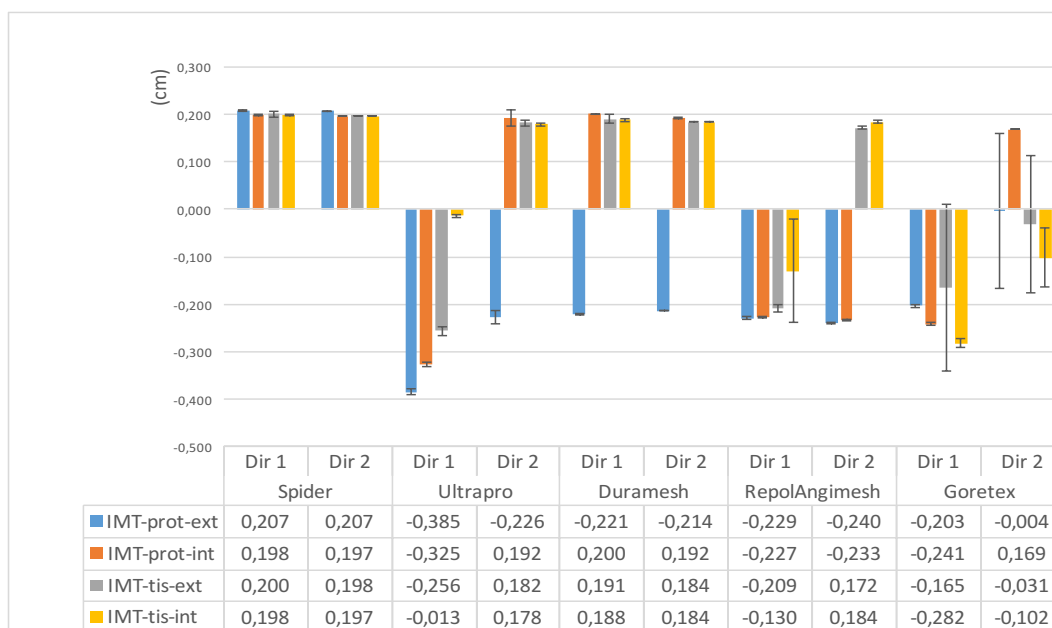


Gráfico 50. Deformación en la IMT, según las direcciones de estudio (promedio y DS)

En el gráfico 50 se aprecia la coexistencia de valores positivos y negativos en una misma simulación. En las direcciones en que predominan los valores positivos la máxima deformación principal se encuentra a tracción. Por contrario, los valores negativos indican que la deformación se produce a compresión.

En la malla Spider podemos observar que el comportamiento de la IMT es similar en todas las caras y zonas estudiadas, con valores positivos que indican que existe tracción en todos los puntos. La IMT es muy estable mecánicamente al coincidir todos los puntos en su deformación.

Sin embargo, en el resto de mallas la IMT es mecánicamente más inestable, ya que aparece el fenómeno de alabeo al coexistir puntos deformados a tracción y otros a compresión.

C.7.4. Estudio comparativo de los desplazamientos en cuatro puntos espaciales.

C.7.4.1. Abdomen sano

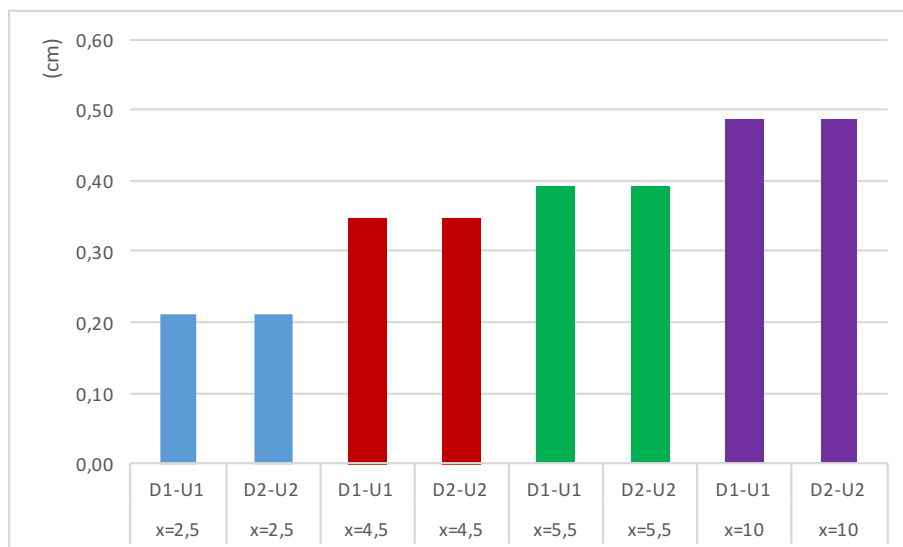


Gráfico 51. Abdomen sano. Desplazamientos U1-U2 en diferentes puntos

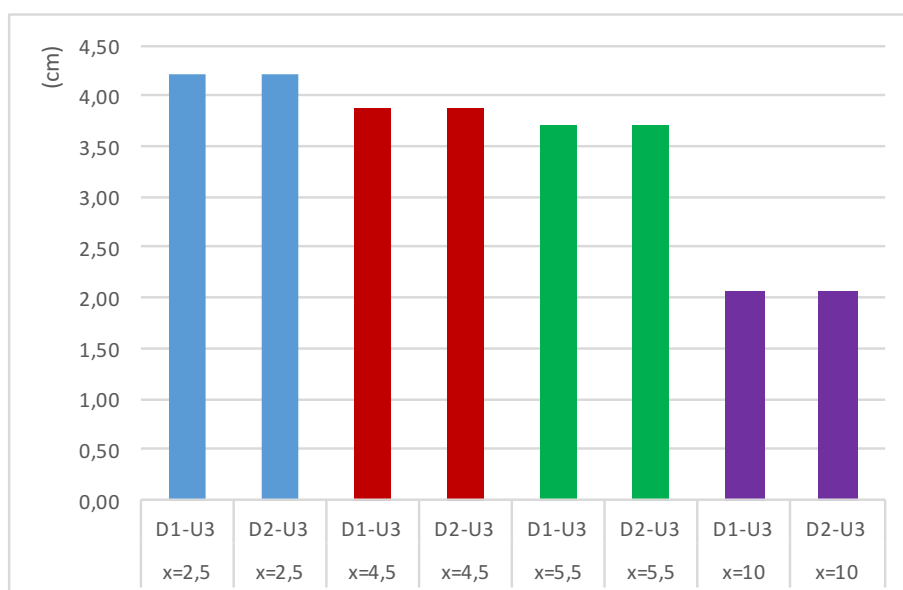


Gráfico 52. Abdomen sano. Desplazamientos U3 en diferentes puntos

Los desplazamientos en U1 y U2 son claramente inferiores al U3. En U1 y U2 los máximos desplazamientos acontecen en la parte más exterior de la pared. Sin embargo, los mayores desplazamientos de U3 los obtenemos en el centro de la simulación (gráficos 51 y 52).

De esta forma, el abdomen ante la máxima PIA simulada adquiere una forma de bóveda con grandes desplazamientos en el eje anteroposterior y movimientos más restringidos en el transversal.

Resultados

C.7.4.2. Estudio comparativo abdomen sano y resto de mallas.

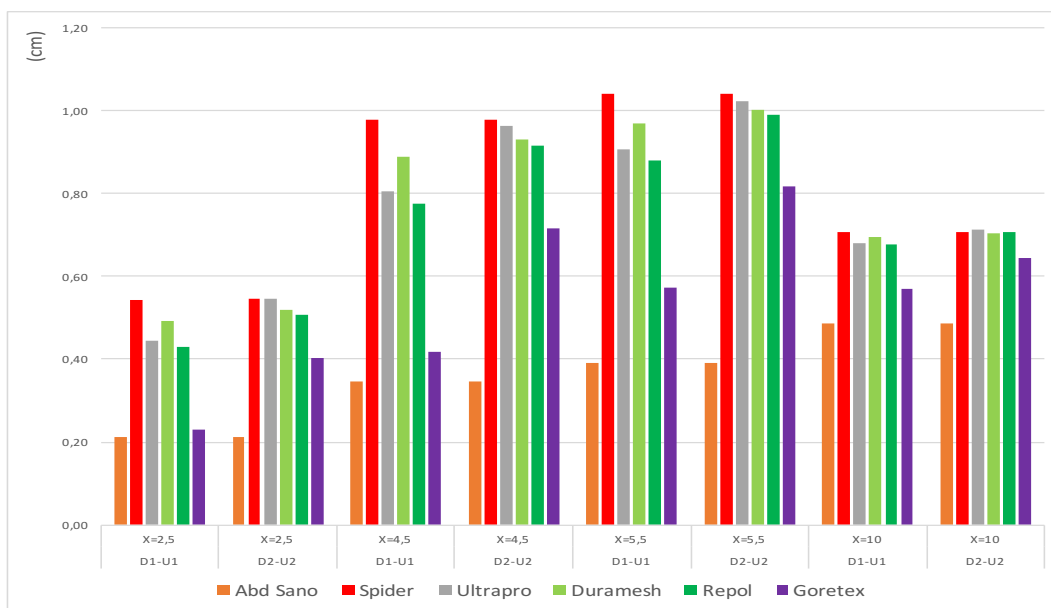


Gráfico 53. Comparativa de los desplazamientos en U1-U2 entre abdomen sano y mallas

En los desplazamientos en U1 y U2 (gráfico 53) apreciamos que todas las mallas presentan un aumento del desplazamiento ante la misma PIA. Este efecto es menos considerable en el punto OX=10. La malla con un comportamiento simétrico es la Spider con una respuesta idéntica en ambas direcciones en cada punto del eje OX considerado. La zona de mayor desplazamiento en U1-U2 es la IMT-protésica y tisular, puntos (4.5, 0, 0) y (5.5, 0, 0) respectivamente.

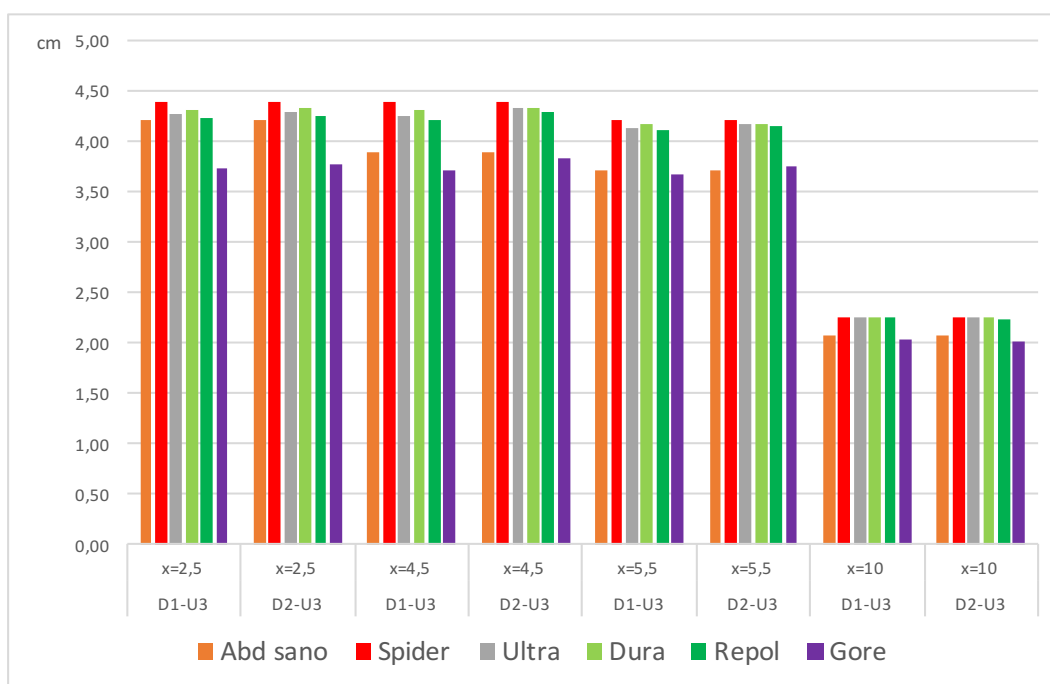


Gráfico 54. Comparativa de desplazamientos U3 entre abdomen sano y las mallas

Resultados

Con respecto a U3 (gráfico 54), el desplazamiento es considerablemente mayor que en U1-U2, en todos los elementos analizados. En la zona central de la malla, punto (2.5, 0, 0), existe una importante restricción del desplazamiento en Goretex. El resto de mallas experimentan un desplazamiento superior al abdomen sano. La Spider es la única que presenta un comportamiento simétrico en todos los puntos analizados.

En la IMT, puntos (4.5, 0, 0) y (5.5, 0, 0), el desplazamiento está restringido en Goretex® con respecto al abdomen sano, mientras que el resto de dispositivos sufren un desplazamiento mayor que el abdomen sano. De nuevo Spider presenta un comportamiento simétrico en esta área.

En el punto central del abdomen alrededor del defecto herniario (10, 0, 0), las condiciones mecánicas tienden a igualarse con el abdomen sano por lo que el influjo de la malla es menor.

Resultados

C.7.4.3. Diferencias porcentuales en los desplazamientos entre direcciones 1 y 2

En los siguientes gráficos se exponen las diferencias porcentuales entre la dir 1 y dir 2, en el eje radial en los diferentes puntos de OX, lo que refleja la simetría entre las direcciones de estudio.

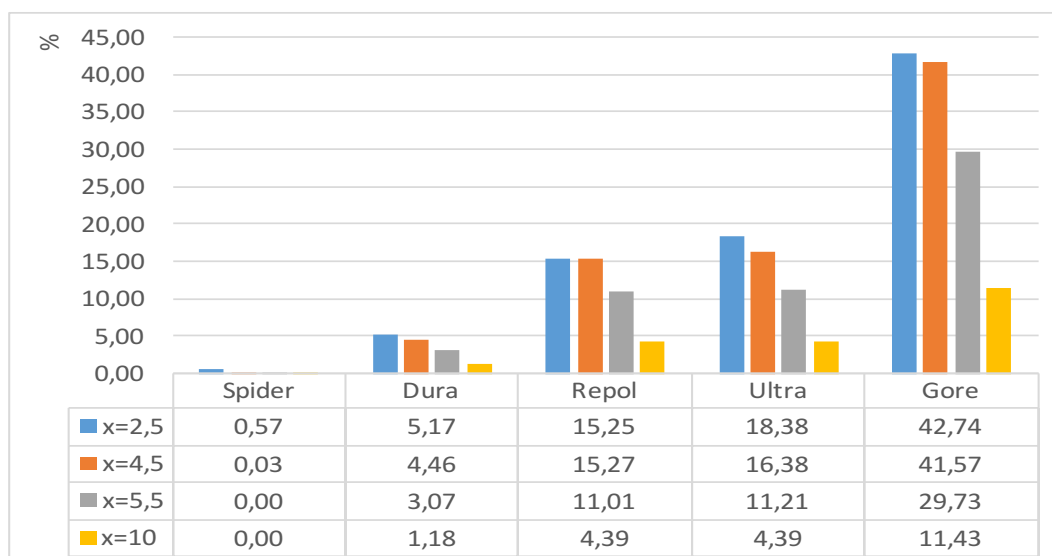


Gráfico 55. Diferencia porcentual de desplazamientos U1-U2 entre las diferentes mallas

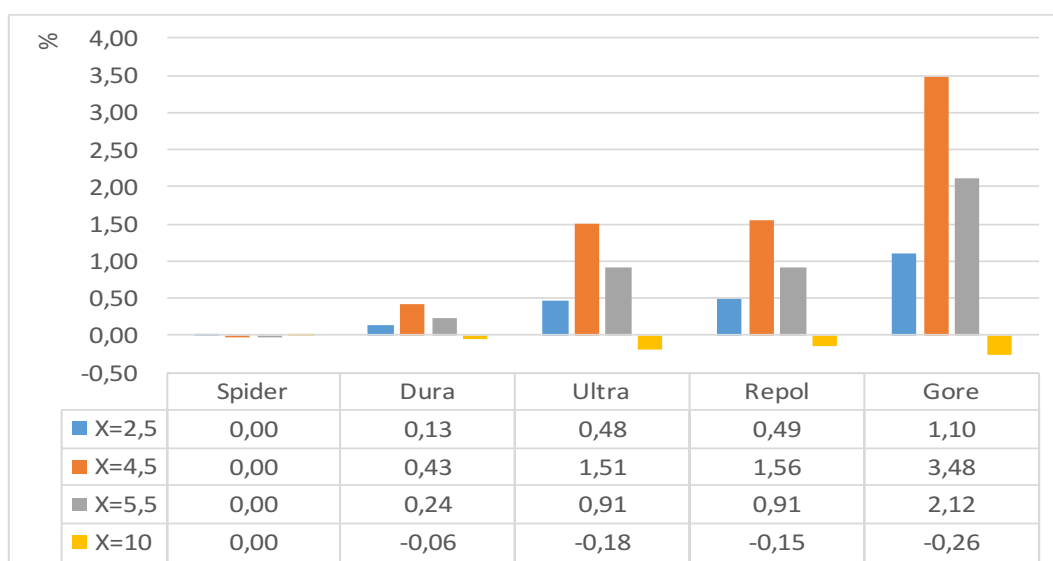


Gráfico 56. Diferencia porcentual de desplazamientos U3 entre las diferentes mallas

Al comparar la simetría (gráficos 55 y 56) según los diferentes desplazamientos se aprecia que la Spider reproduce un comportamiento isótropo ya que en todos los puntos estudiados de OX el comportamiento es muy similar. La mayor asimetría se aprecia en Goretex®. Las mallas reticulares presentan un comportamiento intermedio.

C.8. Resumen e interpretación de los resultados de la simulación.

El modelo de hiperelasticidad de Itskov y Aksel empleado tiene las propiedades de policonvexidad y coercividad, lo que otorga estabilidad a la simulación del MEF a la máxima PIA publicada en la literatura.

Además, se ha conseguido una excelente aproximación entre los valores experimentales y los teóricos al obtener un coeficiente de correlación de 0,99 y un porcentaje de error menor del 10%.

Esto significa que nuestros resultados reproducen muy fielmente la respuesta abdominal en la situación quirúrgica planteada.

Uno de los principales resultados obtenidos es que no se puede establecer una correlación componente a componente entre los tensores de tensión y deformación. Es decir, corroboramos el carácter no lineal de la hiperelasticidad que presentan estos materiales.

La IMT es la zona mecánicamente más inestable de toda la simulación. Tanto por el gradiente tensional observado entre la IMT-protésica y la IMT-tisular como por el fenómeno de alabeo, que se produce en todas las mallas excepto Spider.

En todas las simulaciones, el desplazamiento de todas las direcciones aumenta con respecto al observado en el abdomen sano, excepto con la malla Goretex en U3.

La malla Spider reproduce un comportamiento más cercano a la simulación en el abdomen sano.

C.8.1. Con respecto a la simulación del abdomen sano

Se comporta como un elemento isótropo, tanto en las tensiones como en las deformaciones y desplazamientos.

La PIA aplicada origina una subida de tensión parietal del 1354% permaneciendo mecánicamente estable.

La deformación experimentada origina valores negativos que se interpretan como puntos que experimentan compresión en todo el grosor parietal.

El desplazamiento se produce a expensas de U3 coincidente con la dirección del vector de fuerza que representa la PIA (eje anteroposterior del abdomen). Los desplazamientos en U1-U2 se encuentran más restringidos.

C.8.2. Con respecto a la Tensión de Von Mises

En el seno de las mallas comerciales se produce un aumento tensional muy importante con respecto al abdomen sano.

En todas las simulaciones la tensión de VM se concentra en la zona de la IMT, lo que promueve una gran inestabilidad mecánica debido a la coincidencia de dos estructuras con distinto módulo de elasticidad. También se acumula en la zona del contorno donde se ha simulado la fijación del modelo.

Por tanto, en la IMT se produce un “choque mecánico”: la tensión experimenta un ascenso brusco en la zona de la IMT-protésica seguido de un descenso también brusco en la IMT-tisular y, finalmente, un ascenso en la zona del tejido para posteriormente ir recuperando la tensión original del tejido sano. Singularmente, el comportamiento de la Spider es contrapuesto, ya que la tensión de VM global en la IMT-protésica es inferior a la IMT-tisular. Por tanto, será la IMT la que represente el sector de la simulación más frágil y donde más probabilidad haya de recidivas.

Con respecto al tipo de distribución de la tensión de VM podemos establecer que la IMT de Spider es la única con un comportamiento isótropo mientras que en el resto de mallas el comportamiento de las direcciones de estudio es distinto, lo que determina una respuesta anisótropa.

Concluimos que mecánicamente, las cualidades de las mallas determinan el comportamiento de la IMT de modo que la malla Spider, isótropa, induce la misma respuesta en la IMT mientras que las prótesis asimétricas induce la consiguiente respuesta asimétrica.

En el abdomen periherniario todas las simulaciones tienden a recuperar la tensión del abdomen sano.

C.8.3. Con respecto a las deformaciones

En todas las simulaciones, excepto con Spider, aparecen valores positivos y valores negativos que afectan fundamentalmente a la IMT, lo que originará inestabilidad mecánica ya que se sucederán puntos con deformación a tracción (valores positivos) y a compresión (valores negativos). Esta respuesta conduce al fenómeno de alabeo que conlleva la aparición de fuerzas torsión que pueden representar zonas de rotura del sistema (imagen 67).

La única malla que no sufre este fenómeno es la Spider puesto que todos sus puntos están sometidos a tracción lo que, indudablemente, ocasiona una IMT mucho más estable mecánicamente.

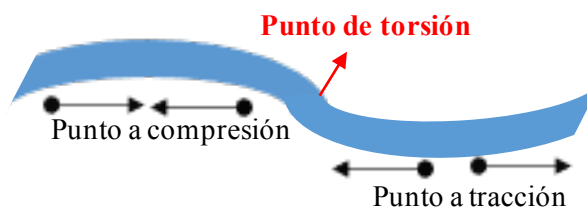


Imagen 67. Alabeo de una estructura

C.8.4. Con respecto a los desplazamientos

Los desplazamientos de todas las simulaciones se producen a expensas de la dirección U3 (sentido anteroposterior del abdomen) en contraste con las direcciones U1-U2, en donde el desplazamiento se encuentra claramente restringido.

Desde el punto de vista de la ortotropía, los desplazamientos observados reflejan el comportamiento de las mallas: la Spider presenta las direcciones 1 y 2 con el mismo comportamiento, mientras que en el resto el eje rígido se alinea con el eje OX y el elástico con el OY, reflejando de este modo el comportamiento *in vitro* de las mallas analizadas.

En general, el desplazamiento de las simulaciones con mallas es superior al observado en el abdomen sano no herniado, excepto con la malla Goretex® que ofrece unos desplazamientos más restringidos, pero más cercanos a la simulación del abdomen sano no herniado.

C.8.5. Con respecto al índice de ortotropía según la tensión de Von Mises

La malla que origina una IMT más isótropa y con una respuesta más fisiológica (valores más cercanos a la pared abdominal sana) es la Spider.

En el extremo opuesto Ultrapro® y Goretex® presentan una gran anisotropía en la IMT, con una gran variación entre las direcciones 1 y 2 y entre su cara externa vs interna. Las mallas reticulares presentan un comportamiento intermedio.

En definitiva, podemos establecer un comportamiento claramente isótropo para la malla Spider y anisótropo, con distintos grados, para el resto de mallas. Este comportamiento determina la respuesta en la IMT.

C.9. Resumen estandarizado de resultados.

1. Identificación del modelo.

Nombre del modelo:

Abdomen sano: Modelo constitutivo de hiperelasticidad isótropa.

Hernioplastia: Modelo constitutivo ortótropo basado en la función de energía de deformación policonvexa.

Palabras claves del modelo: Hiperelasticidad anisótropa, ortotropía, elementos finitos, modelos constitutivos, recidiva herniaria.

Versión del modelo constitutivo: Año 2004.

Dominios fisiológicos: Pared abdominal herniada reparada con malla quirúrgica.

Dominios mecánicos:

Pared abdominal: Hiperelasticidad isotrópica.

Mallas: Hiperelasticidad ortótropa.

Estructura de interés: Reparación de hernia de línea media (hernia inveterada) con malla quirúrgica.

Demografía: Modelo abdomen humano.

Estado del organismo representado: In vitro.

Escala Espacial del modelo:

Pared abdominal: Octavo de esfera hueca de radio exterior 160 mm y espesor de 16 mm.

Prótesis: Configuración circular de 5 cm de radio de distinto espesor según la malla empleada.

Escala temporal del modelo: Modelo cuasi-estático no vibratorio.

Utilidad primaria: Estudio de la estabilidad mecánica de la interfase malla-tejido como causa teórica de la recidiva herniaria.

Utilidad secundaria: Estudio de una prueba de concepto (Spider) para optimizar la repuesta mecánica de la IMT.

Primer componente innovador: La anisotropía de la malla produce una IMT mecánicamente inestable.

Segundo componente innovador: Prueba de concepto Spider que optimiza mecánicamente la IMT.

Limitación primaria: No considerar la contractilidad activa de los músculos abdominales.

Limitación secundaria: No considerar las características viscoelásticas de los tejidos y las cargas cíclicas que llevarían al fallo por fatiga del material.

Publicaciones de referencia: “Castell Gómez JT, Carrascal Morillo T, inventores; Fundación para la investigación biomédica del H. U. La Paz, Universidad Nacional de Educación a Distancia, solicitantes. Malla quirúrgica. ES 2 540 597 B12”.

2. Estructura del modelo constitutivo

Cargas y condiciones de contorno:

Tipo: Condiciones de contorno en desplazamiento y en fuerza. Presión intraabdominal de 22.800 Pa.

Región: Cara interna y externa del área protésica y de la pared abdominal periherniaria.

Magnitud y dirección: En desplazamiento: en el plano OZX se restringe el desplazamiento Uy; en el plano OZY se restringe el desplazamiento Ux y a lo largo del perímetro de la simulación se restringen todos los desplazamientos ($U_x = U_y = U_z = 0$). En fuerza: incremento a lo largo del tiempo de la presión aplicada sobre las caras internas del área protésica y de la pared abdominal hasta el valor de 22.800 Pa al final del análisis.

Historial temporal: Incrementación temporal automática, donde el paso temporal inicial es 10^{-3} , el paso mínimo es 10^{-5} y el paso máximo es 10^{-1} .

Variables principales analizadas: Tensión de Von Mises, deformación y desplazamientos.

Configuración de referencia: Sistema de coordenadas: cartesiano en 3D.

Fuente de anatomía: Modelo idealizado de abdomen asemejándolo a una esfera de 160 mm de diámetro, espesor 16 mm y un orificio central herniario de 50 mm.

Mallado:

Nombre del elemento: Pared abdominal: Abaqus C3D20R. Malla quirúrgica: Abaqus C3D20.

Forma del elemento: Hexaedro de 20 nodos en el abdomen y en la malla.

Formulación del elemento: Pared abdominal integración reducida. Malla integración completa.

Densidad de la malla. Pared abdominal, 5896 elementos y 29261 nodos. Malla, 210 elementos y 1603 nodos.

Resultados

Representación constitutiva:

Formulación: Pared abdominal, comportamiento hiperelástico isótropo. Malla, comportamiento hiperelástico anisótropo.

Coefficientes:

Pared abdominal: $C_{10}=482142,857\text{Pa}$, $d_1=4,4\cdot 10^{-7}$

Malla:

| Malla | $\mu(\text{N/mm}^2)$ | α | β | γ | ω_1 | ω_2 |
|----------|----------------------|----------|---------|----------|------------|------------|
| Spider | 0,8637 | 22,5907 | 1,0000 | 0,0000 | 0,2000 | 0,2000 |
| Ultrapro | 0,1007 | 10,7579 | 4,7189 | 0,0793 | 0,8000 | 0,2000 |
| Duramesh | 1,3736 | 3,3323 | 1,2480 | 0,0000 | 0,6000 | 0,4000 |
| Repol | 8,3602 | 1,0000 | 1,8824 | 0,9196 | 0,7618 | 0,2382 |
| Goretex | 2,5843 | 6,2148 | 8,4593 | 0,0046 | 0,7750 | 0,2250 |

Fuentes: Test tensiométricos uniaxiales experimentales en dos direcciones de ortotropía.

Configuración de referencia: Sistema de coordenadas cartesianas

Componentes de interacción: Controles de convergencia en fuerzas y en desplazamientos donde las tolerancias son $5\cdot 10^{-3}$ en fuerza y 10^{-2} en desplazamientos.

Tipos de interacción: Contacto “multipoint constraints” en la que los desplazamientos de una superficie (superficie esclava) se expresan en función de los desplazamientos de la otra superficie (superficie maestra). Se ha adoptado como superficie esclava la malla quirúrgica y como superficie maestra la pared abdominal. Las restricciones son cinemáticas.

Formulación de la interacción: Contacto nodo-superficie sin deslizamiento y contacto superficie-superficie sin rozamiento y con deslizamiento.

3. Simulación de la estructura

Nombre del software: Abaqus/CAE – SIMULA™ by Dassault Systèmes®.

Versión de software: Versión 6-14.

Resultados

Algoritmos numéricos: Método iterativo incremental empleando el método de Newton-Raphson completo (se factoriza la matriz de rigidez en cada iteración).

Estrategia de la simulación: Incrementación temporal automática en donde el paso temporal inicial es 10^{-3} el paso mínimo es 10^{-5} y el paso máximo es 10^{-1} .

Criterio de convergencia: Tolerancias $5 \cdot 10^{-3}$ en fuerza y 10^{-2} en desplazamientos.

Post- Proceso: Resultados: Tensión de Cauchy, deformación y desplazamiento.

3. Verificación

Métodos de verificación: Primera comprobación adicional: reproducción de los tests tensiométricos en el modelo numérico implementado en el programa Abaqus® utilizando 1 elemento y 8 nodos.

Corrección de la formulación: Implementación mediante la subrutina UANISOHYPER_INV del programa Abaqus®.

Comparación de soluciones conocidas: Se compararon la curva tensión deformación de los test tensiométricos experimentales en las dos direcciones de estudio 1 y 2 con los del modelo.

Sensibilidad a la configuración de simulaciones: Los test tensiométricos uniaxiales se simulan mediante desplazamiento controlado de los nodos en el tipo de elemento C3D8 de Abaqus en las dos direcciones de estudio 1 y 2 respetando las mismas condiciones de contorno. Se activan grandes deformaciones. Se utilizan controles de convergencia en fuerzas y en desplazamientos, donde las tolerancias son $5 \cdot 10^{-3}$ en fuerza y 10^{-2} en desplazamientos.

Convergencia de malla: Comparación de los datos de las tensiones de Cauchy experimental y teórica.

Valoración de repetibilidad: Se modelan en Abaqus tiras de mallas de 100 mm×10 mm semejante a las tiras de mallas reales utilizadas en la fase experimental. Los ensayos se realizan para las dos direcciones dir1 y dir 2 fijando la malla en la mordaza inferior y desplazando la mordaza superior hacia arriba, imponiendo a las tiras unas condiciones de contorno en desplazamiento idéntica a los ensayos. Se emplea el mismo tipo de elemento C3D8 de Abaqus. De esta forma se reproduce la curva tensión-deformación como en los test tensiométricos experimentales obteniéndose los siguientes datos: fuerza aplicada hasta la rotura, alargamiento, rigidez y energía absorbida durante el test. De estos datos se obtiene la tensión de Cauchy del modelo en Abaqus que se compara con la obtenida de los test tensiométricos experimentales.

4. Validación

Procedimiento de validación: Se modela en Abaqus tiras de mallas de 100 mm×10 mm semejante a las tiras de mallas reales utilizadas en la fase experimental. Los ensayos se realizan para las dos direcciones dir 1 y dir 2 fijando la malla en la mordaza inferior y desplazando la mordaza superior hacia arriba, imponiendo a las tiras unas condiciones de contorno en desplazamiento idéntica a los ensayos. Se empleó el tipo de elemento C3D8 de Abaqus.

Salida Validada: Con el modelo implementado se reproduce la curva tensión-deformación como en los test tensiométricos experimentales obteniéndose la tensión de Cauchy.

Supuestos generales de modelización: La prótesis se ha modeliza adaptándola morfológicamente al defecto, es decir, con una configuración circular de 50 mm radio y la pared abdominal como una esfera hueca de radio exterior 160 mm y espesor 16 mm. No se tienen en cuenta en la modelización las propiedades viscoelásticas de los tejidos que influyen en los test mecánicos y la fatiga.

Solo se ha modelado un octavo del modelo debido a la isotropía constitutiva que se ha supuesto en la pared abdominal y a la ortotropía estructural de la malla quirúrgica.

Relevancia fisiológica de las condiciones de carga y de contorno: La presión fisiológica aplicada es la calculada por Cobb (22,74 KPa) que reproduce la acción de un individuo al dar saltos.

Condiciones de contorno en desplazamiento impuestas: En el plano OZX se restringe el desplazamiento U_y , en el plano OYZ se restringe el desplazamiento U_x y a lo largo del plano OXY, se restringe todos los desplazamientos ($U_x = U_y = U_z = 0$). Con las dos primeras condiciones de contorno se permite que la malla y la pared abdominal deslicen a lo largo de los respectivos planos de simetría y sin separarse de estos. En cambio, con la última condición de contorno se considera que la pared abdominal está completamente anclada periféricamente (simulando los extremos óseos de la pared abdominal, costillas y pelvis).

Justificación de parámetros:

Para el abdomen se han utilizado los parámetros C_{10} y d_1 del modelo Neo-Hooke, caso particularizado del modelo de hiperelasticidad isotrópica propuesto por Mooney-Rivlin para materiales hiperelásticos isótropos compresibles, por estar relacionados con el módulo de elasticidad de Hooke (E) y el de Poisson (ν) y también por ser los más simples y adaptados a la simulación.

Resultados

Para la malla los parámetros escogidos son $\mu, \alpha, \beta, \gamma, \omega_1, \omega_2$ porque el modelo matemático de hiperelasticidad anisótropa de Itskov y Aksel los considera como constantes del material y porque aseguran la unicidad y existencia de solución al problema elástico.

Datos utilizados para el desarrollo de modelos: Los datos utilizados para el desarrollo del modelo fueron medidos en nuestro laboratorio sometiendo tiras de mallas comerciales de 100 mm×10 mm a un test a tracción uniaxial en dos direcciones 1 y 2 perpendiculares entre sí.

Comparación de modelos de datos utilizados: Se han tomado el promedio de los datos experimentales de los diez test realizados para la prueba de concepto y las cuatro mallas comerciales.

Análisis sensitivo: Se ha realizado un análisis de sensibilidad de experiencia directa ya que para pequeñas variaciones de los *inputs* de entrada en Matlab se obtenían valores distintos de los parámetros del modelo haciendo que no convergiese.

Capacidad predictiva: El modelo, al ser totalmente general sin restricciones de parámetros tiene capacidad, para predecir el ajuste de cualquier conjunto de datos experimentales.

D. Concesión de patente nacional para el prototipo Spider

La Oficina Española de Patentes y Marcas concedió la patente al prototipo de malla Spider:

“Castell Gómez JT, Carrascal Morillo T, inventores; Fundación para la investigación biomédica del H. U. La Paz, Universidad Nacional de Educación a Distancia, solicitantes. Malla quirúrgica. ES 2 540 597 B12”.

Fecha de concesión de 30 de Mayo de 2016 (publicada en el Boletín Oficial de la Propiedad Industrial tomo II “invenciones”, Año CXXX, Número 4684, fecha 6 de Junio de 2016).

6. Discusión

Discusión

La naturaleza nos enseña que los cuerpos flexibles se adaptan mejor a las circunstancias externas que los rígidos debido a que ante una fuerza actuante responden cambiando su forma y su centro de masa, adecuándose correctamente al cambio de estado. Sin embargo, el cuerpo rígido reacciona aumentando la tensión soportada en su seno. Por ello, el flexible es un cuerpo tenaz, se adapta con facilidad y es muy difícil de romper (por ejemplo, un hilo de seda). Sin embargo, el elemento rígido es frágil y está expuesto a la fractura con facilidad (pensemos en un ladrillo de la construcción). Según Vogel¹⁷³ los humanos construyen con un criterio de *rigidez adecuada* mientras que la naturaleza se basa en el de *flexibilidad adecuada*. El estudio de estas variables y diseño de nuevos dispositivos nos lleva a profundizar en una nueva disciplina conocida como *ciencia de los materiales*. Desde esta perspectiva, un material eficiente será aquel que esté bien adaptado a una aplicación concreta. De este modo, en nuestro trabajo debemos conocer primero cuáles son los requerimientos mecánicos de la pared abdominal virgen y herniada, segundo si las mallas actuales se adaptan a estas necesidades y, finalmente, inferir un prototipo de malla que pueda optimizar su interrelación con el tejido del paciente.

La pared abdominal como elemento anatómico y funcional puede ser estudiada desde la óptica de la biomecánica. Su fisiología depende de ser lo suficientemente flexible a la vez que rígida para soportar variaciones de la PIA y de este modo evitar el síndrome de hipertensión intraabdominal o herniaciones. Para ello, no debemos considerarla como una estructura pasiva, sino que ejerce su función a través de la interacción activa de los diferentes grupos musculares y aponeurosis con la PIA.

Como sabemos, la PIA es una variable dependiente del estado fisiológico que consideremos y que ejerce una tensión en la pared abdominal gracias al tono de los músculos y aponeurosis. Para un cirujano el hecho básico es conocer el valor máximo de esta tensión (denominado *tensión de rotura*) ya que cualquier método de cierre del abdomen deberá poder alcanzarlo, de lo contrario estará condenado al fracaso. Hay que resaltar, no obstante, que no existe una determinación consensuada internacionalmente y su cuantificación varía según el método de estudio empleado. Por ejemplo, Junge¹³⁰ calcula cuantitativamente la fuerza de rotura de la pared abdominal en $53,9 \pm 20,1$ N en un modelo de hernioplastia de tipo Shouldice sobre cadáver. Cobb⁴⁸ determina la tensión de rotura partiendo de la PIA medida en humanos en diferentes situaciones fisiológicas fijando un rango de tensiones entre 11 y 27 N/cm (la máxima tensión se produce al dar saltos y la mínima en posición supina).

Otros autores estudian la tensión de rotura diferenciando los ejes de ortotropía vertical y transversal. Seidel⁵¹ en un estudio clásico determina que la tensión de rotura en la vaina de los rectos y en la línea alba en el eje vertical ofrece unos valores inferiores al transversal (vaina anterior del músculo recto 19.6 N/cm vs 73.6 N/cm; línea alba 32,4N/cm vs 82,4 N/cm). De igual forma, Hollinsky¹⁷⁴ determina la resistencia a rotura considerando los ejes de ortotropía de la línea alba, pero cuantifica una carga de rotura media de 36 N/cm.

Discusión

Finalmente, el grupo de Schumpelick^{3, 5, 4} establece que la resistencia que debe soportar cualquier procedimiento de hernioplastia debe ser de 16 N/cm, si es posible el cierre aponeurótico, y de 32 N/cm si no lo es y la malla actúa como sustituto de la pared abdominal.

Esta variabilidad en los datos aportados sin duda se produce tanto por el diferente método de cálculo aplicado como por el distinto origen de las muestras (animales, sujetos vivos o de cadáver¹⁷⁵).

Ahora bien, las oscilaciones de la PIA deben ser amortiguadas por la consiguiente adaptación parietal (distensión o contracción) para evitar variaciones en la tensión soportada por la superficie y de esta forma mantener estable la relación continente y contenido. Para ello, la pared abdominal exhibe la propiedad de *la elasticidad*, tan importante como la tensión, no solo para mantener en rangos fisiológicos la funcionalidad abdominal sino para afianzar cualquier procedimiento de cierre de la pared abdominal y evitar las recidivas herniarias. En este sentido, Dubay¹⁷⁶ demuestra en un modelo animal que aunque la rafia de una hernia posee mayor resistencia a la rotura que una hernioplastia con malla a los sesenta días postoperatorios, la menor elasticidad exhibida por la primera da lugar a que el porcentaje de recidiva sea muy superior.

Los estudios disponibles que tratan de medir la elasticidad fisiológica tampoco arrojan un consenso debido de nuevo, a las diferentes metodologías y al diferente origen de las muestras. Junge³ en muestras de cadáveres humanos establece una elasticidad promedio del 23 ± 7 % ante una fuerza máxima de 24 N. Otros autores no sólo han analizado esta variable sino que han determinado que la pared abdominal en conjunto se comporta como un sólido anisótropo siendo más elástico el eje vertical que el transversal, en una proporción aproximada de 2:1^{52, 151, 174, 177}.

Este comportamiento es debido a la disposición fibrilar de la línea alba y a la TMF que hace que los elementos musculoaponeuróticos de un hemiabdomen ejecuten sus acciones en conjunción con los contralaterales, integrándolos y estabilizando mecánicamente la pared abdominal¹⁷⁸.

En nuestro estudio nos hemos centrado en un modelo de hernia de la línea media en la que no es posible el cierre anatómico de la misma y, por tanto, la malla es aplicada como un sustituto de la pared abdominal. En estas circunstancias, la distribución de tensiones y la elasticidad no son las fisiológicas anteriormente comentadas y no existen trabajos en la literatura que contemplen este escenario. No obstante, este es un problema muy frecuente en la patología quirúrgica abdominal y aunque disponemos de numerosos tipos de mallas adaptadas a esta circunstancia, el hecho determinante es que en esta situación seguimos teniendo una elevado porcentaje de recidivas¹⁷⁹, lo que anima a seguir investigando en nuevos materiales.

En este sentido y desde un punto de vista mecánico, el éxito de la cirugía herniaria depende en gran medida de una adecuada adaptación de las mallas quirúrgicas a las condiciones físicas referidas con objeto de promover una óptima estabilidad en la herida quirúrgica desde el primer momento tras su implantación^{2, 180}. Inicialmente tras el implante, la malla actúa mecánicamente de tal forma que las

Discusión

fuerzas generadas son transmitidas a los tejidos por medio de las suturas que anclan el material en la IMT¹³. Posteriormente el proceso cicatricial incorpora de diversas formas las prótesis por lo que estas condiciones físicas son modificadas¹⁸¹.

Por ello, en la primera parte de nuestro estudio hemos analizado las propiedades mecánicas in vitro de 4 mallas representativas de la actividad quirúrgica herniaria: dos mallas de tipo reticular de alta densidad confeccionadas con PP (Duramesh® y Repol Angimesh®), una de baja densidad de PP y ácido poliglicólico (Ultrapro®) y una de tipo laminar de PTFEe (Goretex Soft Tissue Patch®). No hemos utilizado mallas *composix* de aplicación quirúrgica más reciente, puesto que, al ser materiales compuestos, sus características mecánicas dependen del comportamiento integrado de cada uno de los componentes que las conforman y, además, en nuestro laboratorio no disponemos de instrumentación apropiada para medir el comportamiento de estas prótesis.

Existen diversas pruebas mecánicas para caracterizar los materiales textiles desde el ensayo a tracción uniaxial o biaxial a test de compresión o de flexión¹¹⁹. Nuestro grupo ha seleccionado el primero por ser el ensayo más utilizado en este tipo de materiales llevando el test hasta la rotura del material. De esta prueba se obtiene la curva tensión-deformación de la que se puede cuantificar la fuerza máxima aplicada hasta la rotura, la deformación máxima alcanzada, la rigidez del material y la energía absorbida. En el caso del prototipo Spider, este test se realizó hasta 16 N de carga, debido a que su urdimbre no conlleva el termosellado de las mallas comerciales.

Los test uniaxiales pueden no ser la solución perfecta para caracterizar nuestras prótesis, pero sí son un método estandarizado en la comunidad científica internacional para investigarlas in vitro. A este respecto, se han respetando las especificaciones técnicas de la *American Society for Testing and Materials Standards* para minimizar la existencia de sesgos.

Se decidió trabajar con tiras de 100 mm de longitud y 10 mm de ancho debido a que son las medidas más reproducidas en la literatura consultada. La direcciones de ortotropía se establecieron manualmente a igualdad de otros investigadores^{121, 180}, ya que los fabricantes no especifican esta circunstancia. Para la fijación de las mallas a la máquina decidimos utilizar mordazas neumáticas, para evitar sesgos derivados del amarre usando suturas (como el tipo de material empleado, el número de puntos dados, sutura continua vs puntos sueltos) y el efecto de corte sobre la malla, sobre todo en las de poro grande¹⁸². El procedimiento de sujeción ha sido previamente validado y estandarizado en las normas internacionales y es muy efectivo, ya que en la mayoría de las mallas ensayadas (excepto Ultrapro® en la dirección 1) la rotura se produce en el seno de la prótesis y no en la sujeción, por lo que los resultados reflejan fielmente el comportamiento del polímero.

Tras la obtención de la curva tensión-deformación podemos establecer que las mallas se caracterizan por ser materiales con un comportamiento hiperelástico no lineal. Ello quiere decir, básicamente y en consonancia con lo publicado^{21, 122}, que no existe una proporcionalidad entre la

Discusión

tensión y deformación. Esto redundo en el hecho de que es muy difícil categorizar la respuesta mecánica de las prótesis, de modo que en las curvas de tensión-deformación observamos que todas ellas exhiben una zona elástica con rápido aumento de la tensión con distintos grados de rigidez, pero es la zona plástica la que marca diferencias: en las mallas reticulares es una zona pequeña que se deforma poco mientras que la malla laminar Goretex® exhibe una zona plástica más larga, con una mayor deformación. Este comportamiento determina la forma de rotura, mientras que las mallas reticulares y sobre todo Ultrapro®, se rompen bruscamente, Goretex® se rompe poco a poco absorbiendo una gran cantidad de energía.

En nuestro estudio hemos aplicado la única clasificación existente del comportamiento mecánico de los polímeros: Carswell y Nason¹⁷² establecen cinco tipos de respuesta de las que dos son aplicables a las mallas, definiéndolas como material duro y rígido (las mallas reticulares fundamentalmente) y duro y tenaz (Goretex®). De estos hechos podemos inferir, a igualdad de otros autores como Bellón⁹⁹, que el comportamiento mecánico de las mallas depende de la urdimbre y no del tipo de polímero utilizado.

El análisis de la rotura en la prueba tensiométrica establece que todas las mallas analizadas presentan una carga de rotura máxima por encima de los requerimientos fisiológicos de al menos 16 N/cm, excepto la Ultrapro® en la dirección 2. Estos datos son consistentes con los presentados por todos los autores consultados¹⁸³. Los datos obtenidos con la malla Ultrapro® resaltan el hecho, publicado por otros investigadores, que la malla no debe ser colocada como sustituta de la pared abdominal ya que su dirección 2 no soporta las cargas fisiológicas de la pared abdominal dando lugar a roturas precoces del tejido de modo que la corrección está abocada al fracaso¹⁸⁴.

No obstante, es muy difícil relacionar estos resultados con el contexto clínico, por lo que de acuerdo con Deeken²¹ no podemos determinar cuál es la malla más adecuada en cada caso clínico si nos atenemos sólo al comportamiento mecánico de los materiales.

Con ser relevante, no basta el conocimiento de la respuesta frente a la rotura de las mallas en el estudio tensiométrico, sino que tenemos que tener en cuenta una propiedad muy importante de las prótesis que determina la adaptabilidad a la pared abdominal, a saber, el comportamiento isótropo vs anisótropo de estos materiales.

Junge⁷ fue de los primeros investigadores en describir el comportamiento anisótropo de las mallas mediante un test de compresión en el que las mallas se rompen de forma desigual en el contorno. Sin embargo, este método adolece de importantes limitaciones (como el efecto de cortadura del sello que aplica la fuerza) y además no es cuantitativo. Otros investigadores analizan esta circunstancia aplicando el test de tracción uniaxial en diferentes ejes, pero no establecen una medida objetiva que defina concretamente la anisotropía de las prótesis.

Discusión

En la actualidad se piensa que el mejor test para medir esta propiedad es el test tensiométrico biaxial, ya que teóricamente reproduce más fielmente las condiciones mecánicas del abdomen *in vivo*. No obstante aún son pocos los trabajos publicados que apliquen esta prueba para demostrar la anisotropía de las mallas analizadas, ya que, además la rigidez obtenida es superior al examen tensiométrico uniaxial¹⁸⁵. Por consiguiente, este test debe ser aún analizado y desarrollado en profundidad para considerar sus resultados equiparables al resto.

Saberski¹²¹ es el primer autor en definir un *índice de anisotropía* para caracterizar las mallas, para ello determina el módulo de elasticidad en los dos ejes de ortotropía. En nuestro trabajo calculamos este índice mediante la razón de los módulos de elasticidad obtenidos de las pendientes de la zona elástica de la curva tensión-deformación en las dos direcciones de ortotropía de cada malla.

Nuestros resultados se encuentran en sintonía con los publicados por este autor. De las mallas comerciales estudiadas Ultrapro® es la más anisótropa probablemente debido a la urdimbre, constituida por macroporos y con entrecruzamientos de los filamentos en 90°. En el otro extremo, Goretex® representa la malla comercial con un mayor comportamiento isótropo, debido a la estructura laminar y microporosa. Con una respuesta intermedia se encuentran las mallas reticulares HW estudiadas. La malla Spider representa la urdimbre más isótropa debido, sin ningún género de dudas, a su conformación espacial constituida por circunferencias concéntricas unidas entre sí por ejes radiales.

Este comportamiento puede ser relevante si tenemos en cuenta que la pared abdominal exhibe un comportamiento asimétrico en condiciones fisiológicas, siendo el doble de elástica en la dirección cráneo-caudal que en la transversal^{3, 52}. Si queremos que la reparación herniaria sea fisiológica, los ejes de ortotropía de la malla y pared abdominal deberían coincidir¹³⁸, de no ser así, la incongruencia puede inducir tensiones excesivas en la IMT que conduce a la rotura¹³⁰ o causar dolor³.

Sin embargo, estas implicaciones clínicas no están demostradas clínicamente porque no existen referencias de la elasticidad y anisotropía de la pared abdominal humana *in vivo*, ya que los datos publicados son obtenidos de cadáveres o de animales de experimentación y no son equiparables¹⁷⁸.

No obstante, los parámetros físicos *in vitro* son esenciales porque predicen la estabilidad del implante en el paciente, permiten comparar las mallas y ayudan a optimizar la urdimbre y a desarrollar nuevos biomateriales. Sin embargo, no determinan completamente la biocompatibilidad o, en otras palabras, el comportamiento del implante en el huésped debido a que el proceso cicatricial va a modificar también las condiciones biomecánicas de la pared abdominal reparada¹⁷⁶. De este modo, será la cicatriz la que determina la resistencia final de la herida quirúrgica^{11, 186}.

Como bien sabemos, inmediatamente tras la reparación protésica se inicia un proceso cicatricial que culmina con una típica repuesta a cuerpo extraño que integra el implante. Esta repuesta se caracteriza por una continua y perseverante presencia de células inflamatorias, macrófagos y células

Discusión

gigantes de cuerpo extraño junto con la formación de una cápsula fibrosa de colágeno sintetizado por los fibroblastos que integra o encapsula al biomaterial¹⁸⁷.

La reacción de cuerpo extraño que tiene lugar tras el implante de cualquier dispositivo médico es la misma independientemente del biomaterial del que esté formado¹⁸⁸, ya sean polímeros, metales o cerámicas. Todos ellos son biológicamente inertes por lo que es muy difícil entender cómo la composición química provoca la reacción de cuerpo extraño en el huésped. Sin embargo, se ha visto que la conformación espacial es muy importante a la hora de estimular diferentes respuestas biológicas. Por ejemplo un filtro vascular de PP compuesto de macroporos inducen una infiltración de macrófagos dentro del filtro y una reacción de cuerpo extraño muy pobre en el exterior mientras que ese mismo filtro con microporos induce una reacción de cuerpo extraño clásica con macrófagos dispuestos en la superficie y una capa de colágeno por fuera de ellos¹⁸⁹. Este hecho también se ha visto en otros tipos de biomateriales, determinando que los poros grandes en comparación con los pequeños favorecen la neovascularización de los implantes médicos¹⁹⁰.

El hecho central es dilucidar por qué un biomaterial inerte, como una malla quirúrgica, es capaz de estimular y mantener esta respuesta. Se han estudiado diversos factores como son el diseño del implante, la localización del mismo, las propiedades físico-químicas de su superficie, el estado fisiológico del tejido, la técnica quirúrgica y las cargas mecánicas sobre todo en la interfase entre el biomaterial y el huésped.

El primer factor analizado es el tipo de prótesis, reticular vs laminar. Bellón⁹⁹ observa en las primeras una respuesta mucho más intensa con infiltración de elementos celulares en el seno de la malla que la integra; sin embargo, en las prótesis laminares la respuesta inflamatoria es mucho menor y no existe una infiltración de elementos por lo que la malla queda encapsulada. Esta reacción viene determinada por la configuración espacial y no por la composición química, ya que, si analizamos la respuesta de dos mallas construidas con el mismo polímero, pero con conformación distinta, la respuesta metabólica es distinta.

Los expertos piensan que este hecho se debe al grado de porosidad efectiva y a la densidad del material. En efecto, las mallas con grandes poros inducen una reacción inflamatoria y fibrótica, fibrosis puente y calcificación menor que las de poro pequeño. Además, las mallas LW ocasionan una menor reacción a cuerpo extraño y menor depósito de colágeno. Las características de las fibras también influyen en la cantidad de reacción provocada, siendo ésta directamente proporcional al grosor de la fibra y a estar constituida por multifilamentos.

De este modo, las propiedades estructurales de las mallas, a saber, el tipo de fibra, la densidad y el tamaño del poro, determinan la biocompatibilidad del biomaterial y ésta, a su vez, va a condicionar las propiedades mecánicas.

Discusión

Si analizamos la resistencia a la tracción en modelos animales observamos que ésta se incrementa con el tiempo de evolución tras el implante y es mayor en las prótesis reticulares que en las laminares, Bellón¹⁰⁰ explica este hecho por la diferente colonización celular más intensa en el borde de la reticulares que en las laminares, lo que confiere resistencia a esta zona.

Klinge⁷ demuestra que la IMT ofrece una resistencia a la rotura menor que la propia malla y que inicialmente esta resistencia es inferior a la expresada por la pared abdominal. Para este investigador la interfase entre la malla y el tejido es la zona más débil donde siempre tienen lugar las roturas en los ensayos mecánicos. En mallas reticulares, la resistencia a la rotura tanto de la pared abdominal suturada como de la IMT aumenta con el tiempo y es independiente del tipo de malla ya sea HW o LW. Bellón llega a las mismas conclusiones en modelos de animales, comparando mallas HW y LW¹¹ y diferentes mallas *composite*¹²⁶.

En este sentido, tanto Junge¹³⁰ como Pott¹⁸⁰ piensan que la estabilidad tras la cirugía herniaria se confiere por la solidez del tejido adyacente y no por la reparación en sí misma; es decir, es la IMT la que determina el resultado quirúrgico. Es muy interesante destacar que la resistencia a la tracción en esta zona es independiente tanto del peso como de la conformación espacial en las mallas reticulares y, además, aumenta con el tiempo, de tal forma que hasta los noventa días postimplante no se alcanza la resistencia mínima fisiológica de la pared abdominal. De modo que este periodo inmediato es crítico, desde un punto de vista biomecánico, estando la reconstrucción muy expuesta a recidivas ya que aún no ha acontecido la estabilidad cicatricial¹⁷⁶.

En esta línea de trabajo, se ha visto que la tensión en la IMT es el mayor factor que determina la reacción de cuerpo extraño en el implante, ya que el estímulo mecánico de las células endoteliales y macrófagos provoca distintos tipos de respuestas biológicas como son la síntesis de ADN, cambios en el citoesqueleto y en la expresión genética, síntesis de mediadores de la inflamación y producción de anión superóxido.

Hilborn¹⁸ propone que la tensión a nivel de la interfase entre cualquier dispositivo médico y el tejido receptor puede ser descrita en relación al módulo de elasticidad de las dos estructuras enfrentadas, de modo que una gran diferencia entre ellas ocasionará la aparición de intensas fuerzas de torsión en la interfase dispositivo-huesped¹⁹¹.

Para Munz¹⁹¹ si el dispositivo implantado tiene un mayor módulo de elasticidad (por tanto, es más rígido) las fuerzas mecánicas externas se absorberán más fácilmente en la zona de la matriz extracelular del tejido receptor, pero si éstas sobrepasan cierto umbral se producirán daños en el tejido debido a una excesiva fibrosis producida por la activación celular y los fenómenos de inflamación. Por el contrario, ante un implante con menor módulo de elasticidad (es decir, más elástico) que el tejido receptor, las fuerzas se concentrarán en el material extraño absorbiendo la energía aplicada y protegiendo, de esta forma al tejido de las tensiones externas.

Discusión

Para Hilborn en un escenario ideal los módulos de elasticidad deben ser lo más parecidos posible para permitir un correcto anclaje del dispositivo y una estabilidad mecánica de la interfase. Esto permite un menor gradiente y una mejor transferencia de tensiones entre dispositivo y tejido lo que evita la aparición de fuerzas de torsión que conducen a movimientos de cizallamiento y, por otro lado, también se ha visto que mejora la actividad de los fibroblastos y el depósito de fibras de colágeno¹⁹². Otro hecho importante es que la unión de materiales con muy distinto módulo de elasticidad puede conducir a isquemia de los tejidos en las zonas que soportan mayor tensión, a igualdad de los que ocurre cuando una sutura queda excesivamente apretada o tensa, lo que origina necrosis tisular²⁰ y detección del metabolismo del fibroblasto¹⁹³.

Anurov²³ comprueba este hecho en las mallas apreciando como la disfunción de los fibroblastos, conduce a la constitución de una fibrosis patológica alrededor de los nodos de la malla lo que origina zonas de separación entre la malla y tejido que son rellenadas de tejido adiposo.

Por tanto, una inapropiada transmisión de cargas entre la malla y el tejido conduce a complicaciones y al riesgo de presentar una recurrencia precoz^{69, 194, 195}.

Por consiguiente, podemos establecer que las condiciones biomecánicas iniciales de la IMT estabilizan la relación física y mecánica entre huésped e implante, pero, finalmente también determinan una adecuada reacción de cuerpo extraño y cicatrización.

Estos hechos tienen una traducción clínica evidente en términos de recidiva herniaria. Sabemos que la gran mayoría de recidivas herniarias aparecen en la interfase entre la malla y el tejido^{196, 197}. En las recidivas centrales se considera un factor predisponente de recidiva el no poder cubrir la malla con la aponeurosis superior tanto si se trata de mallas HW^{134, 135, 198} como LW¹⁹⁷. Langer¹³⁵ explica estas recidivas por los diferentes estados tensionales de las dos zonas de la malla, la zona central libre no cubierta es una zona móvil mientras que la lateral protegida por el músculo es más fija por lo que en la zona de transición coinciden fuerzas de distinto signo que conducen a dañar la malla. Dicho de otro modo, en términos biomecánicos tanto las recidivas laterales como las centrales pueden producirse en zonas compuestas donde concurren dos estructuras distintas con distintos módulos de elasticidad, lo que originan una mayor concentración de fuerzas de cizallamiento.

Sin embargo, el estudio dinámico de cómo interactúa la malla con el tejido receptor en la IMT y cómo varía en tiempo real al modificar las condiciones mecánicas, por ejemplo, ante un aumento de la PIA, no es posible llevarlo a cabo con los métodos tradicionales, ya que sus resultados presentan una instantánea estática de la interacción del biomaterial con el tejido. Por ello, en la actualidad, se recurre a modelos matemáticos y computacionales que simulan situaciones reales. Mediante el MEF podemos desarrollar una “*realidad virtual*” en la que analizar la interacción dinámica de las mallas con el receptor.

Discusión

Para desarrollar estos estudios primero se desarrolla el modelo matemático constitutivo que relaciona las tensiones y deformaciones en la zona elástica a partir de la energía elástica de deformación. El modelo determina sus características mecánicas (urdimbre, tamaño del poro, etc.) como un material continuo con características de hiperelasticidad anisótropa¹⁹⁹.

Hemos optado por el modelo de hiperelasticidad ortotrópica de Itskov y Aksel¹⁶³ porque cumple con el principio de mínimo global que garantiza una solución única para iguales condiciones (para un determinado régimen de deformación o para unos determinados parámetros materiales), mientras que otros modelos pueden presentar varias soluciones estables para las mismas condiciones, lo que significa que no son reales aunque matemáticamente sean posibles. Para ello, Itskov y Aksel recurre a los procesos de optimización matemática de cuasiconvexidad y coercitividad; estos procedimientos son bastante complejos, pero garantizan que la solución sea real y única. Otros modelos como el de Fung^{200, 201} o el de Holzapfel¹⁶¹ presentan la ventaja que se encuentran implementados en Abaqus® pero no poseen la gran robustez matemática del modelo elegido.

Otros autores^{202, 203} consideran que la respuesta de las mallas en la curva de tensión-deformación es lineal por lo que aplican modelos constitutivos de elasticidad lineal. No obstante, la gran mayoría de los trabajos inciden en considerar la respuesta de tipo no lineal.

Se ha formulado un modelo unificado de tipo continuo para todas las mallas a igualdad de otros investigadores²⁰³, ya que, debido a la diversidad de los materiales y a la particular microestructura de cada prótesis, la creación de un modelo discreto e individual para cada malla sería un procedimiento excesivamente costoso y prolongado en el tiempo. De esta manera, las mallas han sido consideradas como un material continuo de tipo membrana con características de hiperelasticidad anisótropa. Por ello, se ha asumido que el comportamiento mecánico debido al tipo de material y estructura geométrica (como tipo de filamento, tamaño de poro, urdimbre) se caracteriza por un estado de membrana definido por los parámetros esenciales del modelo de Itskov y Aksel obtenidos de los datos experimentales a través de un proceso de regresión no-lineal. Estos parámetros constituyen la fórmula básica que describe matemáticamente la curva de energía-deformación.

Los modelos de tipo membrana tienen la ventaja frente a los modelos discretos, como el de *viga* de Timoshenko y Goodier o el de Branicki y Klosowski aplicado por Lubowiecka²⁰⁴, en que se simplifica la geometría del material y por otro lado no obligan a realizar reducciones matemáticas que pueden invalidar los resultados.

Así mismo, el modelo ha sido aplicado a todo el comportamiento isótropo o anisótropo de la malla, en contraste con otros autores¹²² que aplican dos modelos constitutivos para caracterizar estas dos respuestas en cada malla, lo que conlleva una evidente aumento de los costes computacionales.

La situación clínica planteada se ha centrado en el escenario de una hernia en línea media en la que no es posible el cierre anatómico y, por tanto, la malla es implantada con objeto de sustituir a la

Discusión

anatomía normal. Ésta se ha modelado respetando fielmente la patología real de una hernia abdominal que produce una diástasis que afecta a todos los planos musculares, en oposición a los trabajos de Hernández-Gascón²⁰⁵ que modela la hernia como un defecto que sólo afecta al plano del músculo oblicuo mayor, quedando el oblicuo menor y transverso íntegros sobre los que se apoya la malla.

Al simularse una hernia inveterada las fuerzas actuantes sobre la pared quedan condicionadas al hecho de no reconstituir la anatomía abdominal. En efecto, debido a la solución de continuidad irreparable que representa el defecto herniario, tanto el efecto mecánico sinérgico entre los grupos musculares a cada lado de la línea media como la TMF se pierden⁴⁵, por lo que no podemos aplicar las condiciones mecánicas del contorno de la hernia en la IMT resultantes de los estudios publicados, sino que debemos realizar una aproximación. Tal y como establece Hernández-Gascón⁵⁶ y Hwang⁴⁵, el comportamiento de los músculos planos en conjunto es menos anisótropo que el que presenta los músculos por separado. Junge³ establece que el vector de fuerza resultante sobre la IMT es el representado por el MT ya que la acción del MOI y del MOE se anulan entre sí. Este vector final actúa uniformemente mediante fuerzas de distracción sobre el contorno de la hernia. Pachera¹⁵⁹ demuestra estos hechos en un modelo de hiperelasticidad de fibra, donde el abdomen sano responde ante aumentos de la PIA deformándose radialmente en anillos cuasiconcéntricos desde la línea media.

Por consiguiente, en nuestro modelo hemos considerado los músculos planos abdominales como un único material compuesto, a igualdad de otros autores¹⁷⁸, de modo que la simulación se realiza en una única capa; además se establece un comportamiento pasivo radial del mismo modo que se considera en otros modelos²⁰⁵. Esto es así porque la modelización de la contracción de los músculos laterales hoy por hoy es muy difícil y con resultados imprevistos¹⁵¹, debido a que las características de la viscoelasticidad no se encuentran bien desarrolladas en los modelos matemáticos disponibles.

El siguiente aspecto que hemos tenido en consideración ha sido la acción que la PIA determina en la pared abdominal, basándonos en la ley de Laplace y en la aproximación matemática de grupo de Schumpelick^{2, 206}, la tensión parietal ha sido formulada de forma continua en todo el seno abdominal aplicando los valores de la PIA medidos por Cobb⁴⁸.

Con estos datos nuestra simulación de pared abdominal sana es un modelo simplificado de la anatomía que reproduce un comportamiento dinámico ante variaciones dinámicas de la PIA. El modelo constitutivo de la pared abdominal elegido ha sido el de hiperelasticidad isotrópica de Mooney-Rivlin implementado en Abaqus®²⁰⁷. Este mismo modelo se utiliza para simular el abdomen periherniario.

Con los dos modelos matemáticos constitutivos de las mallas y del abdomen se lleva a cabo la siguiente fase de nuestro estudio que es la implementación de ambos en un modelo de elementos finitos. Para ello, se lleva cabo una computerización en el programa comercial Abaqus®²⁰⁷ (utilizando la subrutina UMAT mediante el algoritmo de Klingel y Govindjee).

Discusión

Con respecto a la verificación y validación del modelo de elementos finitos hay que subrayar, en primer lugar, que el modelo es muy robusto. Nosotros hemos empleado estos dos procedimientos que aseguran que nuestro modelo reproduce fielmente los datos experimentales; en otros estudios sólo se emplea un procedimiento de verificación²⁰⁵. Además, los datos de regresión y correlación aseguran la veracidad de los resultados obtenidos.

En general la simulación de la hernioplastia con prótesis determina un comportamiento hiperelástico no lineal, lo que significa la falta de proporcionalidad entre el estado tensional y las deformaciones. Este hecho es de vital importancia a la hora de relacionar la tensión de VM y las deformaciones, como veremos a continuación.

En la curvas de la tensión de Cauchy y deformación del modelo, observamos que la conformación espacial de la malla determina el tipo de respuesta ortótropa a igualdad de lo publicado¹²²: las mallas LW presentan una mayor anisotropía que la HW debido al entrecruzamiento recto de los filamentos. En nuestro estudio, Goretex® presenta un comportamiento anisótropo más intenso que en los test tensiométricos. Sólo Spider es capaz de reproducir una respuesta isótropa en todas las zonas de las curvas de tensión-deformación. El estado de ortotropía del modelo coincide con los test experimentales lo que confirma el alto grado de fidelidad de nuestra simulación.

Por lo que se refiere al estado tensional producido por la PIA se aprecia un aumento de la tensión de VM parietal con respecto a la situación en el abdomen sano no herniado, lo que coincide con los hallazgos presentados tanto en estudios experimentales^{122, 205} como clínicos²⁰⁸. En las mallas comerciales analizadas este aumento tensional presenta una serie de características:

En primer lugar, se produce a expensas de la zona correspondiente a la prótesis, en contraste con la considerable disminución acaecida en el abdomen periherniario, donde las diferencias cuantitativas de la tensión son muy escasas en el conjunto de las mallas estudiadas, recuperando, cuanto más distalmente del centro de la simulación nos encontremos, las tensiones de abdomen sano.

En segundo lugar y, de manera análoga a lo publicado en estudios *in vivo*¹⁷⁶ y de simulación¹²², estimamos un significativo aumento de la tensión de VM en la IMT. En otros estudios también se aprecia que es en la zona de fijación de las mallas donde se intensifica la tensión parietal²⁰⁴. En este sentido, los gráficos de nuestros estudios cualitativos visualizan como la cara externa de la IMT-tisular soporta mayores tensiones de VM que la interna, probablemente por el efecto que ocasiona la fijación de la malla en esta faceta.

Ahora bien, nuestro estudio define que los valores en la IMT-protésica son superiores a la IMT-tisular, lo que también se intuye en los modelos publicados¹²² (aunque no se le otorga importancia), lo que tendrá importantes consecuencias que analizaremos al comentar la anisotropía de la IMT.

Discusión

En tercer lugar, desde otro punto de vista aportamos datos desconocidos hasta ahora, que reflejan el comportamiento no lineal: hemos apreciado que la tensión es distinta en la cara interna y externa de la simulación: Este efecto es muy considerable tanto en la zona de la propia IMT como en áreas adyacentes de las mallas y abdomen; sin embargo, es poco marcado en la zona central protésica y distal del abdomen periherniario.

Finalmente, hay que señalar que este aumento tensional es mayor cuanto mayor es la densidad de la malla, lo que también coincide con la literatura²⁰⁵ y, en nuestro estudio, Goretex® es la que origina las mayores tensiones por ser la malla más densa.

En contraste con las mallas industriales, la simulación con la malla Spider presenta una serie de singularidades. Primeramente, la tensión en la zona de la IMT-protésica es inferior a la IMT-tisular, lo que puede argumentarse debido a la mínima rigidez que presenta la malla en los estudios experimentales. A su vez, cuantitativamente es la malla que reproduce el comportamiento más fisiológico, por cuanto los valores tensionales producidos están más cercanos al abdomen sano no herniado.

En resumen, los datos presentados nos pueden ayudar a comprender mejor la recidiva herniaria desde un punto de vista mecánico cuando aún no ha tenido lugar el proceso cicatricial. Nuestro estudio establece novedosamente que la IMT es una zona muy inestable mecánicamente en la que se produce un puntual y acentuado gradiente tensional entre la vertiente protésica y tisular. Lo que refleja este fenómeno es la yuxtaposición de dos elementos con distintos módulos de elasticidad, en consonancia con los conocimientos previamente comentados de Hilborn¹⁸. En efecto, todas las mallas, excepto Spider, presentan una elevación muy acusada de la tensión de VM en la zona de la IMT-protésica y un descenso muy brusco en la IMT-tisular. Sin embargo, Spider, aunque presenta también este gradiente, el efecto es opuesto con un descenso en la vertiente protésica y un ascenso en la tisular, pero, sobre todo, la diferencia cuantitativa entre esas zonas es más pequeña, lo cual tiene una gran repercusión en la anisotropía de la IMT, en la que nos centraremos a continuación.

Conociendo que la anisotropía de la malla puede condicionar el resultado quirúrgico^{21, 121}, quisimos investigar este hecho en nuestro modelo definiendo en la fase experimental dos ejes de simetría que llamamos direcciones 1 y 2 y que hicimos coincidir con el comportamiento rígido y elástico respectivamente en el modelo computacional. A igualdad de lo publicado²⁰³ hemos apreciado que la anisotropía de la malla condiciona la respuesta cualitativa del modelo, pero aportamos datos inéditos: el comportamiento de la malla induce la respuesta tensional en las zona de máximo desequilibrio mecánico, es decir, en la IMT, donde la anisotropía de la prótesis hace que se defina un eje elástico y otro rígido, más acusado cuanto más anisótropa sea la malla. Además, hemos observado que estos ejes son distintos según sea la faceta analizada, interna o externa.

Discusión

A fin de poder objetivar la ortotropía de la IMT sería deseable poder aplicar el índice de ortotropía de Saberski¹²¹ previamente publicado en mallas; sin embargo, esto no es posible ya que la IMT puede considerarse una estructura compuesta (protésica y tisular) y en este tipo de elementos no es posible determinar el módulo de elasticidad; nuestro grupo ha solventado este inconveniente definiendo un índice propio de ortotropía de la IMT en función de la tensión de VM medida en la simulación. Esta medida refleja la diferencia tensional entre las direcciones 1 y 2 en sendas caras externa e interna de estudio, estableciendo que un valor de 0 es sinónimo de isotropía. Pues bien, la simulación con la malla Spider obtiene la mejor puntuación en ambas caras, lo que significa una IMT simétrica y, por ende, estable. Por el contrario, el resto de mallas y, sobre todo Ultrapro® ocasionan la IMT más anisótropa mientras que las mallas HW ocasionan una menor anisotropía de la IMT. De esta manera el índice propuesto define objetivamente la respuesta mecánica en la zona de la IMT, entendiendo que cuanto más lejos de 0 se encuentra más inestable será la zona. Sorpresivamente, la IMT de la simulación con Goretex® muestra un comportamiento más anisótropo que en los test experimentales. De esta manera podemos concluir que la anisotropía de la malla “desnuda” determina la anisotropía de la IMT en la mayoría de las prótesis excepto en Goretex®.

Dicho lo anterior, la IMT de nuestro modelo representa una zona muy inestable, no sólo por el gradiente tensional observado, sino que, además, presenta un comportamiento anisótropo definido por las características anisótropas de las prótesis. Conviene subrayar que el prototipo de malla Spider optimiza esta situación ocasionando una IMT más isotropa que conduce a que la diferencia tensional entre prótesis y tejido periherniario sea menor y, por otro lado, las tensiones son más cercanas a las del abdomen sano; todo ello repercute en una apropiada transmisión de cargas entre la malla y el abdomen, lo que en opinión de Deeken⁶⁹, atenúa el riesgo de complicaciones y de recidiva.

Acorde con los postulados de la 3ª Ley de Newton (principio de acción y reacción) la tensión de VM originará una respuesta morfológica y espacial en el sistema malla-tejido. Nosotros hemos querido evaluar esta respuesta desde el punto de vista de la deformación axial distinguiendo los conceptos de *deformación* y *desplazamiento*. En concreto, aunque ambas variables reflejan el cambio de longitud ante la carga impuesta (o estiramiento), la deformación lo relativiza al cambio posicional de los puntos de la estructura entre sí mismos, mientras que los desplazamientos lo hacen con respecto a una referencia externa y son una expresión directa del estado espacial final. Al examinar la literatura publicada se observan ciertas incongruencias a este respecto, como el hecho de que los máximos desplazamientos tienen lugar en las zonas de máxima tensión¹²², lo que no se tiene en cuenta por los autores y no es razonado en consecuencia. Sin embargo, nosotros pensamos que esta discordancia puede responder a la naturaleza no lineal de la respuesta mecánica de las mallas, por lo que diferenciar entre deformación y desplazamientos puede aportar datos de gran interés.

Discusión

En lo que se refiere a la deformación, esta puede producirse por tracción o compresión. Fisiológicamente la deformación está presente al aumentar o disminuir el volumen de la cavidad abdominal.

En nuestra simulación del abdomen sano se aprecia que prácticamente todas las zonas se deforman a compresión. Este fenómeno puede estar en relación con los cambios de grosor que apreciamos en los músculos abdominales cuando se produce su contracción. En efecto, las mediciones ecográficas realizadas en sujetos sanos al disminuir el perímetro abdominal mediante una contracción muscular^{209, 210, 211}, determinan un aumento del área de sección transversa (es decir, del grosor) de los músculos planos del abdomen

Por tanto, es razonable pensar que, en nuestro modelo, al aumentar el perímetro abdominal como consecuencia de la PIA (situación inversa a la anterior), las secciones de los músculos disminuyen ocasionando, por tanto, deformaciones de tipo compresión en el espesor parietal. Esto es así porque las condiciones de contorno del modelo que fijan lateralmente los elementos (igual que en un abdomen humano lo hace el reborde costal y cresta iliaca) impiden la expansión lateral del abdomen.

Con respecto a las deformaciones en nuestro modelo de hernioplastia apreciamos que todas las mallas, excepto Spider, exhiben simultáneamente ambos estados de deformación sobre todo en la zona de la IMT.

Este hecho es de máxima importancia puesto que ocasiona lo que mecánicamente se define como *alabeo* de una estructura, que conlleva la aparición de cargas de torsión al no deformarse todas las secciones en el mismo plano (imagen 68).

Pero además, hemos apreciado que el alabeo inducido en la IMT no es uniforme, encontrando tracción y compresión simultáneamente, tanto en ambas direcciones como en las dos caras de estudio lo que induce un grado mayor de inestabilidad que el alabeo uniforme²¹².

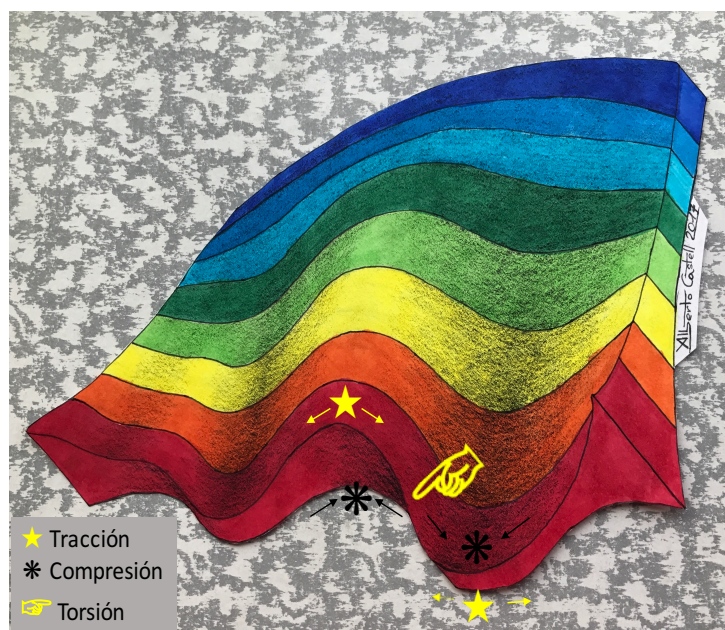


Imagen 68. Fenómeno del alabeo en la interfase malla-tejido

La principal consecuencia es una gran variabilidad mecánica que dará lugar a roturas si la torsión sobrepasa el límite elástico del sistema.

Discusión

Asimismo, hemos comprobado que este fenómeno no guarda una relación causal con el tipo de biomaterial o urdimbre analizada, y afecta tanto a las dos caras como a sus respectivas direcciones de estudio sin evidente motivo. Todo ello parece confirmar que la respuesta no lineal de la tensión-deformación podría explicar este, aparentemente, caótico fenómeno.

El estudio de la deformación en nuestro modelo de elementos finitos resulta novedoso en la literatura publicada y puede ser importante para comprender los puntos de fallo estructural y facilitar una solución. En este sentido, el prototipo de malla Spider es la única prótesis que presenta todas las áreas del modelo deformándose uniformemente a tracción lo que origina, sin ningún género de dudas, una reparación mecánicamente más estable ya que optimiza la respuesta mecánica al facilitar la transmisión de cargas entre la malla y el tejido.

Nuestro modelo produce deformaciones con valores negativos en el límite exterior de todas las simulaciones, lo que puede estar en relación con las condiciones de contorno impuestas, hecho que también ocurren en otros modelos^{151, 213}.

Debido al concepto de no linealidad, el estado de deformación de nuestra estructura en estudio no predispone unos desplazamientos, determinados tal y como demostraremos a continuación.

En nuestro modelo todas las mallas inducen desplazamientos a expensas de U3 (se corresponde con el eje OZ, en el plano anteroposterior) mientras que los desplazamientos U1-U2 (coinciden con los ejes OX y OY respectivamente, en el plano horizontal) se encuentran más restringidos por las condiciones de contorno impuestas. El porcentaje promedio de desplazamiento conseguido en U3 es de un 23,9 % que es ligeramente superior a lo publicado en estudios con tejido de cadáver^{214, 215} o en modelos numéricos¹⁵⁹.

El distinto desplazamiento longitudinal vs transversal acontece tanto en la IMT como en los ejes radiales y coincide con lo publicado en la literatura en los estudios en modelos humanos^{216, 177}, experimentales^{3, 52, 121} y computacionales^{204, 217}, a pesar que nuestro modelo de abdomen es isótropo y el resto de los trabajos lo consideran anisótropo. Esto refleja el denominador común de todos los modelos constitutivos aplicados, a saber, las cargas aplicadas dependen de la acción de la PIA considerándose un comportamiento pasivo de la musculatura abdominal¹⁷⁸. De igual forma, reproduce la situación de normalidad fisiológica en la que la expansión del abdomen acontece anteroposteriormente adoptando forma de cúpula²¹⁶.

Nuestro modelo de pared sana simula una situación de isotropía al aplicarle la PIA máxima debido a que pensamos que es la situación teórica más probable en la línea media cuando no puede ser reconstruida anatómicamente. En este sentido nuestros resultados concuerdan con el modelo constitutivo de pared abdominal desarrollado por Forstemann¹⁵¹ en el que observa que los desplazamientos laterales que sufre la línea alba son isótropos.

Discusión

Cuantitativamente, no existen grandes diferencias con el abdomen sano en los desplazamientos obtenidos entre las diferentes mallas. En cambio, cualitativamente el desplazamiento observado en todas las simulaciones, excepto Spider, en los puntos correspondientes al seno de las mallas es superior tanto al experimentado por el tejido abdominal sano como por el tejido periherniario. Este resultado contradice los aportados previamente por la experimentación tanto *in vitro* como *in vivo*: Podwojewski²¹³ establece que la colocación de una malla *in vitro* ocasiona una rigidez parietal similar a la pared abdominal no herniada. Müller²¹⁸ en un estudio clínico de hernioplastia abdominal demuestra que los movimientos de la pared abdominal se encuentran restringidos a los meses de la implantación de la prótesis.

De esta manera, lo que reflejan estos resultados es que la aplicación de diferentes métodos de estudio hace que los resultados no sean comparables. Nuestro estudio se centra en el momento evolutivo inmediato tras el implante, cuando aún no tiene lugar el proceso cicatricial. Este mismo escenario acontece en el trabajo de Hernandez-Gascón²⁰⁵ con el que estamos de acuerdo en afirmar que el hecho determinante de la rigidez observada tras una hernioplastia será el proceso cicatricial y no la propia naturaleza de la prótesis.

Llegados a este punto, tenemos que considerar a continuación la importancia de la anisotropía de la prótesis en los desplazamientos observados en el modelo. Demostramos que la anisotropía de las mallas comerciales analizadas incide en el distinto desplazamiento que cada dirección de estudio sufre por lo que podemos establecer un eje elástico y otro rígido coincidente con los observados en las mallas anisótropas *in vitro*. Este efecto es máximo en la IMT y afecta a los tres tipos de desplazamiento considerados. Ello redunda en la inestabilidad de esta zona junto a la promovida tanto por la tensión de VM como por la deformación.

Debemos admitir por tanto, que la anisotropía de las mallas puede condicionar el resultado de la hernioplastia, tal y como expresan Anurov²³ y Lubowiecka²⁰⁴ entre otros, de tal forma que los ejes de ortotropía de malla y abdomen deben ser coincidentes para facilitar un mejor resultado.

Ahora bien, las consecuencias clínicas reales dependen de más factores. Por ejemplo, si la malla se coloca como sustitución, tal y como se ha modelado en este trabajo, la transmisión de cargas en la interfase es muy brusca y no se encuentra amortiguada por la aposición de las diversas capas musculares, hecho que sí ocurre al usar una prótesis en la condición de refuerzo de la pared abdominal¹³⁵. En el caso clínico hipotético modelado por nosotros podemos concluir que, en la situación de sustitución, una malla isótropa optimizará la transmisión de fuerzas entre malla y tejido, de donde se infiere que Spider cumple teóricamente con ese objetivo.

Nuestro estudio establece que no existe una proporcionalidad entre la tensión de Cauchy (producida por la PIA) con la deformación y el desplazamiento lo que recalca, una vez más, el estado no lineal de la curva de tensión-deformación de nuestra simulación, y puede explicar el fenómeno

Discusión

observado por Song²¹⁶ que el cambio de conformación del abdomen ante una PIA progresiva varía desde una forma cilíndrica inicial a una cúpula final.

Es más, podemos concluir que el cambio conformacional del sistema abdomen-malla y sobre todo de la IMT, no se produce a expensas ni de deformación pura ni de desplazamiento puro, sino que, ambos conceptos se mezclan, como corresponde con un sistema donde concurren zonas fijas, que actúan deformándose, con zonas más móviles que actúan desplazándose. En otras palabras, nuestros resultados corroboran los hallazgos clínicos de Brown²¹⁰, que refiere que los movimientos abdominales (desplazamientos) se encuentran en relación con los cambios de grosor (deformación) de los músculos abdominales.

En conclusión, planteamos que la relación deformación-desplazamiento puede influir en la estabilidad del sistema simulado. Solo la simulación de la malla Spider produce que todos los puntos estén deformados a tracción y sigan la orientación positiva de los vectores de desplazamiento por lo que resulta la reparación teórica más estable de todas las analizadas.

Con respecto a las limitaciones de nuestro estudio podemos enumerar las siguientes:

La construcción del prototipo de la malla Spider ha sido un proceso artesanal que no conlleva el proceso de termosellado por no disponer de este procedimiento industrial. Con él se persiguen varios objetivos: estabilizar el tamaño del poro al disminuir la contracción del polímero, hace desaparecer el rizo de los bordes que se produce tras el proceso del tricotado, favorecer el manejo de la malla y, finalmente, permite cortar y adaptar el tamaño y forma a la anatomía del paciente. No obstante, pensamos que la trama conseguida es perfectamente válida al estar tejida mediante entrelazamiento de un filamento de polipropileno similar al proceso industrial de fabricación de la mayoría de las mallas. Esto hace que la respuesta cualitativa sea comparable con el resto de mallas, aunque pensamos que cuantitativamente los resultados puedan ser más discutibles. De hecho se sabe que la rigidez de una malla fabricada con polipropileno aumenta un 10% tras el termosellado²¹⁹, en este sentido la rigidez de la malla Spider obtenida en el test tensiométrico experimental es muy inferior al resto de mallas comerciales.

Con respecto al modelo numérico, todos los modelos constitutivos de la literatura consideran la musculatura abdominal desde un punto de vista pasivo, de tal forma que la carga principal viene determinada por la PIA¹⁸³. Por ello es necesario seguir investigando en esta línea de trabajo ya que la acción muscular es la base para explicar muchas de las acciones de las que forma parte la pared abdominal.

Hemos analizado el mecanismo de recidiva centrándonos en analizar una incorrecta transmisión de cargas entre la malla y el tejido, lo que conduciría a defectos precoces, pero no se ha tenido en cuenta el fallo por fatiga de los materiales. Este proceso explica gran parte de la roturas en biología

Discusión

debido a la repetición de cargas submáximas con respecto a la carga de rotura, que afectan a la integridad de la estructura del material²²⁰.

Hemos obviado que las propiedades viscoelásticas de los tejidos influyen en las pruebas mecánicas. Se sabe que la viscoelasticidad depende de la composición tisular, como el contenido de agua o colágeno; de éste último se piensa que al aumentar su concentración se modifica la rigidez mecánica de los tejidos²²¹.

Para terminar, hay que reseñar que nuestro estudio se ha centrado en el postoperatorio inmediato cuando pensamos que las condiciones mecánicas son “puras” debidas a la interacción malla-huésped puesto que aún no se ha desarrollado el proceso cicatricial que finalmente también condicionará cambios en la mecánica de la pared abdominal. Pensamos que las conclusiones en este periodo pueden ser importantes para analizar la compatibilidad mecánica de nuevos diseños, de tal forma que, de demostrarse tal extremo, se pasaría a la siguiente fase de análisis *in vivo*. A este respecto, aunque nuestros resultados son preliminares, la correcta compatibilidad mecánica expresada por el prototipo de malla *Spider* nos anima a plantear como futura línea de investigación su aplicación en modelos de hernia *in vivo*.

Desde otro punto de vista, si bien el MEF representa una forma de investigación básica, presenta varias ventajas²⁰⁵: en primer lugar se trata de modelos cuasireales y dinámicos en los que podemos variar las condiciones físicas actuantes para evaluar la respuesta del sistema; son considerablemente más baratos que los modelos animales; y finalmente, son una aproximación muy útil para la validación inicial de nuevos materiales evitando el uso banal de animales de experimentación.

A modo de colofón, pensamos que nuestro modelo de elementos finitos puede ayudar al desarrollo tecnológico de las prótesis puesto que sienta nuevas bases para el estudio de la recidiva herniaria desde el punto de vista mecánico, en un modelo cuasi real que permite estudiar coherentemente las propiedades de las estructuras y las relaciones de los elementos mecánicos implicados. El fin último es la identificación de los fallos estructurales para poder presentar mejoras sobre los dispositivos precedentes. A este respecto, de la investigación básica avanzamos a la aplicada en la que hemos desarrollado una prueba de concepto que optimiza la situación clínica planteada.

Este proceso culmina con la concesión de la patente nacional *ES 2 540 597 B1* lo que implica especialmente que el prototipo de malla es novedoso, conlleva una carga inventiva importante y tiene aplicabilidad industrial²²².

7. Resumen

Resumen

Podríamos decir que el principal objetivo de esta tesis fue establecido en el siglo XIX por Theodor Billroth cuando afirmó “*si pudiéramos producir artificialmente tejidos de densidad y resistencia similares a la fascia y tendón, se descubriría el secreto de la curación radical de la hernia*”²²³.

Muchos cirujanos siguen pensando que la fibrosis tras la colocación de una malla es un objetivo deseable para obtener un buen resultado tras la hernioplastia. En la actualidad este concepto debe ser relativizado, porque si bien cualquier procedimiento de cierre debe ser capaz de resistir la tensión de rotura de la pared abdominal, hoy en día sabemos que una densa cicatriz merma la funcionalidad abdominal y convierte la reparación en “rígida” desde un punto de vista mecánico y, por ende, frágil ante los movimientos cíclicos de la pared abdominal. Por ello, en la actualidad se piensa que es muy importante también que la reparación asegure y mantenga la elasticidad de la pared abdominal en rangos fisiológicos.

Por consiguiente, ambos conceptos, *resistencia a la rotura y elasticidad*, deben ir de la mano desde el momento cero tras el implante protésico para asegurar una estabilidad mecánica de la herida quirúrgica.

De este modo, el concepto básico es *la estabilidad mecánica de la herida quirúrgica* sobre todo a nivel de la interfase malla-tejido donde sabemos que se producen la mayoría de las recidivas herniarias, y fundamentalmente en el periodo postoperatorio inmediato, donde se piensa que se originan o se fraguan la mayoría de las recidivas herniarias. Desde otro punto de vista, la estabilidad mecánica también condiciona una correcta cicatrización.

La estabilidad mecánica de la herida se asegura cuanto más similares sean las características biomecánicas de las mallas y del abdomen. Dicho de otro modo, la resistencia a la rotura y elasticidad de las mallas deberían aproximarse a los valores fisiológicos de la pared abdominal.

El problema se plantea al ser el abdomen una estructura dinámica por lo que las condiciones mecánicas no pueden analizarse exclusivamente desde una perspectiva estática, tal y como lo hacen los estudios clásicos tanto *in vitro* como *in vivo*. Para este fin, en los últimos años se viene aplicando exponencialmente los modelos de elementos finitos al campo de las ciencias médicas. Estos modelos se basan en describir las características mecánicas de los cuerpos mediante ecuaciones matemáticas siguiendo complejos algoritmos que quedan definidos en modelos matemáticos. La implementación de estos modelos en programas informáticos comerciales (por ejemplo, Abaqus®) nos reporta una simulación *in silico* cuasi real y dinámica, por cuanto podemos observar la respuesta del sistema físico malla-tejido ante cambios de las condiciones mecánicas. La finalidad última es determinar cómo y dónde teóricamente se producirá el fallo estructural del sistema o, lo que es lo mismo, la recidiva en el escenario clínico que nos ocupa.

Resumen

De este modo, el objetivo principal de este trabajo es determinar la inestabilidad mecánica de la IMT mediante una simulación virtual basada en un modelo de elementos finitos. Como objetivo secundario nos propusimos optimizar mecánicamente la interfase malla-tejido mediante una prueba de concepto elaborada *ex profeso*.

Para estos fines el trabajo se ha desarrollado en dos fases: experimental y teórica.

En la fase experimental. Se ha ideado un prototipo de malla de tipo reticular tejido manualmente con un filamento de prolene (denominado Spider) que será analizado junto con cuatro mallas comerciales (Ultrapro®, Duramesh®, Repol Angimesh® y Goretex®). El análisis se realiza mediante un test tensiométrico de tipo uniaxial para definir las características mecánicas.

En la fase teórica se ha utilizado el modelo matemático de tipo Neo-Hooke de Abaqus® para el modelado de la pared abdominal, tanto sana como herniada. Para las mallas se ha aplicado el modelo constitutivo de hiperelasticidad anisótropa no lineal de Itskov y Aksel, implementándose en la librería de Abaqus® para lo que se calculan los parámetros del modelo (μ , α , β , γ , ω) definidos gracias a los resultados de la fase experimental. Con ambos modelos se desarrolla el modelo de elementos finitos que simula el escenario quirúrgico de una hernia en línea media abdominal corregida con la colocación de una malla a modo de sustitución, fijada borde a borde con el abdomen. Como condiciones de carga se ha simulado la tensión parietal producida por la presión intraabdominal en un sujeto al saltar. Los resultados se analizan comparándolos con los obtenidos en el modelo de pared abdominal sana (no herniada) que representa el control y con las mallas entre sí.

Los resultados de la fase experimental corroboran los publicados en la literatura analizada. Todas las mallas comerciales expresan un comportamiento mecánico de tipo hiperelástico anisótropo no lineal. Además, presentan una carga de rotura muy por encima de los requerimientos fisiológicos de la pared abdominal sana. Desde el punto de vista de la ortotropía, la malla comercial más anisótropa es Ultrapro® y las más isotropa Goretex®, las mallas reticulares de alta densidad presentan anisotropía intermedia. Por el contrario, Spider presenta el comportamiento más isotropo y menos rígido de todas las analizadas.

Con respecto a la fase teórica, hay que reseñar en primer lugar la buena aproximación del modelo constitutivo con los test tensiométricos experimentales al comprobar que el coeficiente de correlación es 0,99 y que el porcentaje de error es menor del 10%. Por otro lado, el proceso de verificación y validación del modelo matemático asegura la veracidad de los resultados obtenidos. Del mismo modo que en la fase experimental, todas las prótesis comerciales presentan un comportamiento de material hiperelástico anisótropo no lineal, en cambio, el prototipo de malla Spider manifiesta un comportamiento hiperelástico isotropo no lineal.

Resumen

Esta respuesta determinará los resultados obtenidos en la interfase malla-tejido al analizar la tensión de Von Mises, la deformación y los desplazamientos:

- La tensión se acumula intensamente en la IMT, donde se produce un evidente gradiente tensional entre la IMT- protésica y la IMT-tisular, más acusado cuando mayor densidad tenga la malla. Además, la IMT exhibe un comportamiento anisótropo determinado porque el gradiente tensional no se produce uniformemente en la IMT, sino que es distinto según la dirección de ortotropía estudiada. De este modo, se demuestra que el comportamiento anisótropo de las mallas determina también el grado de anisotropía de la IMT.

En cuanto a la malla Spider los valores tensionales provocados son más cercanos a la pared abdominal sana y además ocasiona la IMT más isótropa. Por tanto, el prototipo de malla ideado optimiza la IMT al estabilizarla mecánicamente.

- Por lo que se refiere a las deformaciones, las mallas comerciales sufren movimientos de tracción y compresión simultáneamente, lo que origina el fenómeno de alabeo en la IMT. Esta respuesta ocasiona una IMT muy inestable debido a que el alabeo induce la aparición de fuerzas de torsión que representan teóricas áreas de fallo del sistema.

En contraste, la malla Spider es la única de las analizadas que estabiliza la IMT ya que todos los puntos de la IMT se deforman a tracción.

- Para finalizar, hay que resaltar que los desplazamientos observados en las mallas comerciales inciden en la anisotropía de la IMT, ya que los desplazamientos observados dependen de la respuesta de las direcciones de estudio, rígida y elástica, de las mallas. Sólo Spider presenta desplazamientos uniformes en las dos direcciones de estudio.

Por todo lo dicho:

1. Verificamos la hipótesis de este trabajo al demostrar que la tensión parietal se concentra en la IMT de forma que se produce un gradiente brusco entre el implante y el tejido. Además, presenta un comportamiento anisótropo inducido por las características de las mallas estudiadas. De esta manera, la IMT representa la zona de mayor inestabilidad mecánica de la simulación de hernioplastia y, por tanto, una zona teórica de fallo estructural del sistema.
2. La simulación de la prueba de concepto *Spider* demuestra que conseguimos optimizar mecánicamente la IMT, al obtener una respuesta isótropa con valores próximos al

Resumen

control del abdomen sano y al inducir deformaciones y desplazamientos uniformes y coordinados.

A modo de corolario, este trabajo de investigación básica sienta las bases para futuros estudios recogiendo la idea racional de Theodor Billroth de que los biomateriales nos ayuden a curar pero no a sustituir la naturaleza, sino a imitarla.

8. Conclusiones

Conclusiones

PRIMERA. La interfase malla-tejido representa la zona de mayor inestabilidad mecánica en el modelo simulado de hernioplastia.

SEGUNDA. El modelo constitutivo de Itskov y Aksel aplicado a la hernioplastia representa fielmente el comportamiento mecánico real de las prótesis al obtener un coeficiente de correlación de 0,99 y un porcentaje de error menor del 10%. Así mismo, la verificación y validación del modelo aseguran la veracidad de los resultados.

TERCERA. La prueba de concepto Spider optimiza mecánicamente la interfase malla-tejido, al promover una interfase más isótropa, con tensiones semejantes al abdomen sano, deformaciones sin alabeo y desplazamientos similares en ambas direcciones de estudio.

CUARTA. Mecánicamente todas las mallas comerciales presentan *in vitro* un patrón de respuesta de hiperelasticidad anisótropa no lineal. La rotura de las mismas se produce a una carga superior a los requerimientos fisiológicos de la pared abdominal. La malla Spider presenta un comportamiento hiperelástico isótropo no lineal.

QUINTA. En la simulación de las mallas comerciales la tensión de Von Mises se acumula en la zona de la interfase malla-tejido de una forma anisótropa y con un gradiente evidente entre la vertiente protésica y tisular. Las deformaciones observadas condicionan la aparición de alabeo y los desplazamientos definen un comportamiento anisótropo.

9. Referencias Bibliográficas

Bibliografía

1. Lichtenstein IL, Schulman AG, Amid PK, Montllor MM. The tension free hernioplasty. *Am J Surg.* 1989;157:188–93.
2. Conze J, Klinge U. Biocompatibility of biomaterials - clinical and mechanical aspects. In: Schumpelick V, Kingsnorth A, editors. *Incisional hernia.* Berlin: Springer Berlin Heidelberg; 1999. p. 169–77.
3. Junge K, Klinge U, Prescher A, Giboni P, Niewiera M, Schumpelick V. Elasticity of the anterior abdominal wall and impact for reparation of incisional hernias using mesh implants. *Hernia.* 2001;5:113–8.
4. Rosch R, Junge K, Hölzl F, Schachtrupp A, Stumpf M, Klinge U. How to construct a mesh? impact of structure, filament and pore size for tissue ingrowth. In: Schumpelick V, Nyhus L, editors. *Meshes: benefits and risks.* Springer-V. Berlin-Heidelberg-New York; 2004. p. 179–86.
5. Klinge U, Klosterhalfen B, Conze J. Modified mesh for hernia repair that is adapted to the physiology of the abdominal wall. *Eur Surg Res.* 2005;114:118–25.
6. Schwab R, Klinge U, Schumacher O, Binnebosel M, Junge K, Schumpelick V. “Hernia Mechanics”: hernia size, overlap and mesh fixation in incisional hernia. In: Schumpelick V, Fitzgibbons R, editors. *Recurrent Hernia.* Berlin: Springer Berlin Heidelberg; 1999. p. 183–7.
7. Junge K, Klinge U, Rosch R, Klosterhalfen B, Schumpelick V. Functional and morphologic properties of a modified mesh for inguinal hernia repair. *World J Surg.* 2002;26:1472–80.
8. Cobb W, Kercher K, Heniford T. The argument for lightweight polypropylene mesh in hernia repair. *Surg Innov.* 2005;12:63–9.
9. Zhu L-M, Schuster P, Klinge U. Mesh implants: An overview of crucial mesh parameters. *World J Gastrointest Surg.* 2015;7:226–36.
10. Tives J, Pire J, Flament J, Palot J. Les grandes éventrations. In: Chevrel J, editor. *Chirurgie des parois de l’abdomen.* Paris: Springer Verlag New York; 1985. p. 118–45.
11. Bellon J, Rodríguez M, García-Honduvilla N, Gómez Gil V, Pascual G, Bujan J. Comparing the Behavior of Different Polypropylene Meshes (Heavy and Lightweight) in an Experimental Model of Ventral Hernia Repair. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater.* 2009;89B:448–55.
12. Bellon J. Propuesta de una nueva clasificación de prótesis destinadas a las reparación de defectos herniarios en la pared abdominal. *Cir Esp.* 2005;78:148–51.
13. Conze J, Prescher B, Klinge U, Saklak M, Schumpelick V. Pitfalls in retromuscular mesh repair for incisional hernia, the importance of the “fatty triangle.” *Hernia.* 2004;8:255–9.
14. Binnebösel M, Rosch R, Junge K, Flanagan T, Schwab R, Schumpelick V, et al. Biomechanical analyses of overlap and mesh dislocation in an incisional hernia model in vitro. *Surgery.* 2007;142:365–7.
15. Klinge U, Klosterhalfen B, Müller M, Öttinger A, Schumpelick V. Shrinking of polypropylene mesh in vivo: An experimental study in dog. *Eur J Surg.* 1998;164:965–9.
16. Weyge D, Belyaev O, Müller C, Meurer K, Bauer K, Papastolou G, et al. Improving outcomes in hernia repair by the use of light meshes- a comparison of different implant constructions based on a critical appraisal of the literature. *World J Surg.* 2007;31:234–244.
17. Williams D. Revisiting the definition of biocompatibility. *Med Device Technol.* 2003;14:10–3.
18. Hilborn J, Bjursten L. A new and evolving paradigm for biocompatibility. *J Tissue Eng Regen Med.* 2007;1:110–9.
19. Klosterhalfen B, Klinge U. Retrieval study at 623 human mesh explants made of polypropylene

Bibliografía

- Impact of mesh class and indication for mesh removal on tissue reaction. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater.* 2013;101(8):1393–9.
20. Klink CD, Binnebösel M, Alizai HP, Lambertz A, Vontrotha KT, Junker E, et al. Tension of knotted surgical sutures shows tissue specific rapid loss in a rodent model. *BMC Surg. BioMed Central Ltd;* 2011;11(1):36.
21. Deeken CR, Thompson DM, Castile RM, Lake SP. Biaxial analysis of synthetic scaffolds for hernia repair demonstrates variability in mechanical anisotropy, non-linearity and hysteresis. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014;38:6–16.
22. Israelson L, Smedberg S, Montgomery A, Nordin P, Spangen I. Incisional hernia repair in Sweden 2002. *Hernia.* 2006;10:258–61.
23. Anurov M, Titkova S, Oettinger A. Biomechanical compatibility of surgical mesh and fascia being reinforced: dependence of experimental hernia defect repair results on anisotropic surgical mesh positioning. *Hernia.* 2012;16:199–210.
24. Axer H, Graf D, Prescher A. Collagen fibers in linea alba and rectus sheaths. I General schema and morphological aspects. *J Surg Res.* 2001;96:127–34.
25. Koch E, Jiménez J. Anatomía quirúrgica de las paredes anterolaterales del abdomen [Internet]. Galindo F, editor. *Cirugía digestiva.* Sociedad Argentina de Cirugía; 2014 [cited 2017 Jan 15]. p. 1–28. Available from: www.sacd.org.ar
26. Anurov M, Titkova S, Oettinger A. Impact of position of light mesh endoprosthesis of anterior abdominal wall reconstruction. *Bull Exp Biol Med.* 2010;149:440–4.
27. Taylor M, Prendergast PJ. Four decades of finite element analysis of orthopaedic devices: Where are we now and what are the opportunities? *J Biomech. Elsevier;* 2015;48(5):767–78.
28. Erdemir A, Guess T, Halloran J, Tadepalli S, Morrison T. Considerations for reporting finite element analysis studies in biomechanics. *J Biomech.* 2012;45:625–33.
29. Askar O. Surgical anatomy of the aponeurotic expansions of the anterior abdominal wall. *Ann R Coll Surg.* 1977;59:313–21.
30. Hall J. Respiración. In: Hall J, editor. *Guyton y Hall Tratado de Fisiología Médica.* 13th ed. Elsevier; 2016. p. 567–82.
31. De Troyer A. Mechanical role of the abdominal muscles in relation to posture. *Respir Physiol.* 1983;53:341–8.
32. Creswell A. Responses of intraabdominal pressure and abdominal muscle activity during dynamic trunk loading in man. *Eur J Appl Physiol.* 1993;66:315–21.
33. De Troyer A, Estenne M, Ninane V, Van Gansbeke D, Gorini M. Transversus abdominis muscle function in humans. *J Appl Physiol.* 1990;68:1010–6.
34. Tesh K, Shaw Dunn J, Evans J. The abdominal muscles and vertebral stability. *Spine (Phila Pa 1976).* 1987;12:501–8.
35. Rideau Y, Birnbaum D, Brault J, Duval A. Functional analysis of the muscles of the anterolateral wall of the abdomen using electromyography. *Bull SAC Anat.* 1975;59:743–55.
36. Bunce S, Moore A, Hough A. M-mode ultrasound: a reliable measure of transverse abdominis thickness? *Clin Biomech.* 2022;17:315–7.
37. McGill S. A revised anatomical model of the abdominal musculature for torso flexion efforts. *J Biomech.* 1996;29:973–9.
38. Gardner-Morse M, Stokes I. The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. *Spine (Phila Pa 1976).* 1998;23:68–74.

Bibliografía

39. Klinge U, Conze J, Limberg W, Brucker C, Ottinger A, Schumpelick V. Pathophysiology of the abdominal wall. *Chirurg*. 1996;67:229–33.
40. Cromer A. Física para las ciencias de la vida. 2th ed. Cromer A, editor. Barcelona: Reverté; 1996. 1-530 p.
41. Kondratyev A, Sperry W. Direct use of vectors in mechanics problem. *Phisic Teach*. 1994;32:416–8.
42. Spiegel M. Teoría y problemas en mecánica teórica. Spiegel M, editor. Madrid: McGraw-Hill; 1991. 1-368 p.
43. Huijing PA. Muscle, the motor of movement: properties in function, experiment and modelling. *J Electromyogr Kinesiol*. 1998;8:61–77.
44. Huijing P, RW V de L, Meesters J, CG B. Extramuscular myofascial force transmission also occurs between synergistic muscles and antagonistic muscles. *J Electromyogr Kinesiol*. 2007;17:680–9.
45. Hwang W, Carvalho J, Tarlovsky I, Boriek A. Passive mechanics of canine internal abdominal muscles. *J Appl Physiol*. 2005;98:1829–35.
46. Brown S, McGill S. An ultrasound investigation into the morphology of the human abdominal wall uncovers complex deformation patterns during contraction. *Eur J Appl Physiol*. 2008;104:1021–30.
47. Malbrain M, Jones F. Intra-abdominal pressure measurement techniques. In: Ivatury R, Cheatman M, Malbrain M SM, editor. Abdominal compartmental syndrome. Georgetown: Landes Bioscience; 2006. p. 19–68.
48. Cobb W, Burns J, Kercher K, Matthews B, Norton H, Heniford T. Normal intrabdominal pressure in healthy adults. *J Surg Res*. 2005;129:231–5.
49. Malbrain M. Different techniques to measure intra-abdominal pressure (IAP): time for a critical re-aprisal. *Intensive Care Med*. 2004;30:357–71.
50. Chen E, Novakofski J, Jenkis K, O'Brien W. Young's modulus measurements of soft tissues with application to elasticity imaging. *IEEE Transactions on ultrasonic, ferroelectrics and frecuency control*. 1996;43:191–4.
51. Seidel W, Tauber R, Hoffschulte K. Measurements of the solidity of the sutures of the abdominal wall. *Chirurg*. 1974;45:266–72.
52. Grässel D, Presher A, Fitzek S, Graf V, Keyserlink D, Axer H. Anisotropy of human linea alba: A biomechanical Study. *J Surg Res*. 2005;124:118–25.
53. Cooney G, Lake S, Thompson D, Castile R, Winter D, Simms C. Uniaxial and biaxial tensile stress-stretch response of human linea alba. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016;63:134–40.
54. Cohen D, Timbs A, Dalton K. Measurement of compliance of maternal abdominal wall in pregnancy. *Eur J Obs Gyn Biol*. 1986;23:267–78.
55. Rath A, Attali P, Dumas J, Goldlust D, Zhang J, Cheverl J. The abdominal linea alba: an anatomic-radiologic and biomechanical study. *Surg Radiol Anat*. 1996;18:281–95.
56. Hernandez B, Peña E, Pascual G, Rodriguez M, Calvo B, Doblaré M, et al. Mechanical and histological characterization of the abdominal muscle. A previous step to modelling hernia surgery. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2011;4:392–404.
57. Consensus Development Conference Materials on the Clinical Application of Biomaterials at the NIH. *JAMA*. 1983;249:1050–4.
58. Uriarte C, Amid P. Biomateriales y prótesis. In: Celdran Uriarte A, de la Pinta Garcia J, editors. Fundamentos y técnicas de la Hernioplastia sin tensión. Madrid: Fundación Jiménez Díaz; 1999. p. 51–7.

Bibliografía

59. Usher F, Allen J, Crosthwait R, Cogan J. Polypropylene monofilament. A new biologically inert suture for closing contaminated wounds. *JAMA*. 1962;179:780–2.
60. Gore Creative Technologies Worldwide [Internet]. 2017 [cited 2017 Feb 2]. Available from: www.goremedical.com/products
61. Langer C, Liersch T, Kley C, Flosman M, Süss M, Siemer A. Twenty-five years of experience in incisional hernia surgery. A comparative study of 432 incisional hernias. *Chirurg*. 2003;74(7):638–45.
62. Sanbhal N, Miao L, Xu R, Khatri A, Wang L. Physical structure and mechanical properties of knitted hernia mesh materials : A review. *J Ind Text* <https://doi.org/10.1177/1528083717690613>. 2017;29.
63. Amid P. Classification of the biomaterials and their related complications in abdominal wall hernia surgery. *Hernia*. 1997;1:15–21.
64. Bellon J, Bujan J, Contreras L. Comparison of a new type of polytetrafluoroethylene patch (mycromesh) and polypropylene prostheses (marlex) for repair of abdominal wall defects. *J Am Coll Surg*. 1996;183:11–8.
65. Malaisrie S, Malekzadeh S, Biedlingmaier J. In vivo analysis of bacterial biofilm formation on fascial plastic bioimplants. *Laryngoscope*. 1998;108:1733–8.
66. Klinge U, Junge K, Stumpf M, Öttinger A, Hlosterhalfen B. Functional and morphological evaluation of a low weight monofilament polypropylene mesh for hernia repair. *J Biomed Mater Res (Appl Biomater)*. 2002;63:129–36.
67. Coda A, Lamberti R, Martorana S. Classification of prosthetics used in hernia repair based on weight and biomaterial. *Hernia*. 2012;16:9–20.
68. Cobb W. Textile analysis of heavy weight, mid-weight and light weight polypropylene mesh in a porcine ventral hernia model. *J Surg Res*. 2006;136:1–7.
69. Deeken C, Faucher K, Matthews B. A review of the composition, characteristics, and effectiveness of barrier mesh prostheses utilized for laparoscopic ventral hernia repair. *Surg Endosc*. 2012;26:566–75.
70. Bellón J, Bujan J, Contreras L, Jurado F. Use of nonporous polytetrafluoroethylene prosthesis in combination with polypropylene prosthetic abdominal wall implants in prevention of peritoneal adhesions. *J Biomed Mater Res (Appl Biomater)*. 1997;38:197–202.
71. Bellón J, García-Carranza A, Jurado F, García-Honduvilla N, Carreras-San Martín A, Buján J. Evaluation of a new composite Prótesis (PL-PU99) for the repair of the abdominal wall defects in terms of behavior at the peritoneal interface. *World J Surg*. 2002;26:661–6.
72. Klinge U, Klosterhalfen B. Modified classification of surgical meshes for hernia repair based on the analyses of 1,000 explanted meshes *Hernia*. 2012;16:251–8.
73. Takaoka R, Hikasa Y, Abata Y. Vascularization around poly(tetrafluoroethylene) mesh with coating of gelatin hydrogel incorporating basic fibroblast growth factor. *J Biomater Sci Polym Ed*. 2009;20:1483–94.
74. Tyrell J, Silberman H, Chandrasoma P, Niland J, Shul J. Absorbable versus permanent mesh in abdominal operations. *Sur Gynecol Obs*. 1989;168:227–32.
75. Dayton M, Buchele B, Shirazi S, Hunt L. Use of an absorbable mesh to repair contaminated abdominal wall defects. *Arch Surg*. 1986;121(954–960).
76. Scales J. Discussion on metals and synthetic materials in relation to soft tissue. Tissue reaction to synthetic materials. *Proc Roy Soc Med*. 1953;46:641–52.
77. Negro P, Proposito D, Carboni M, D'amore L, Gossti F. Las prótesis. In: Carbonel Tatay F, editor. *Hernia inguinocrural*. Valencia: Ethicon; 2001. p. 157–66.

Bibliografía

78. Bendavid R. Prostheses and herniorraphies. In: Kurzer M, Kark AE WG, editor. Surgical management of abdominal wall hernias. London: Martin Dunitz; 1999. p. 73–84.
79. Gerullis H, Georgas E, Borós M, Klosterhalfen B, Eimer C, Arndt C, et al. Inflammatory reaction as determinant of foreign body reaction is an early and susceptible event after mesh implantation. *Biomed Res Int*. 2014 Jan;2014:510–807.
80. Klosterhalfen B, Klinge U, Hermanns B, Schumpelick V. Pathology of traditional surgical nets for hernia repair after long implantation in humans. *Chirurg*. 2000;71:43–51.
81. Vroman L, Adams A, Ficher G, Muñoz P. Interaction of high molecular weight kininogen, factor XII and fibrinogen in plasma and interfaces. *Blood*. 1980;55:156–9.
82. Hunt J, Flanagan B, McLaughlin P, Strickland I, Williams D. Effect of biomaterial surface charge on the inflammatory response: evaluation of cellular infiltration and TNF alpha production. *J Biomed Mater Res*. 1996;31:139–44.
83. Tang L, Lucas A, Eaton J. Inflammatory responses to implanted polymeric biomaterials: role of surface-absorbed immunoglobulin G. *J Lab Clin Med*. 1993;122:292–300.
84. Remes A, Williams D. Immune responses in biocompatibility. *Biomaterials*. 1992;13:731–42.
85. Bellon J, Bujan J, Contreras L, Hernando A, Jurado F. Macrophage response to experimental implantation of polypropylene prostheses. *Eur Surg Res* 1994. 1994;26:46–53.
86. Klinge U, Klosterhalfen B, Müller M, Schumpelick V. Foreign-body reaction to meshes used for the repair of abdominal wall hernias. *Eur J Surg*. 1999;165:665–73.
87. Lynen J, Klinge U, Mertens R. Hernia disease and collagen gene regulation: are there clues for intervention? *Hernia*. 2006;10:486–91.
88. White JF, Werkmeister J, Darby I, Bisucci T, Birk D, Ramshaw A. Collagen fibril formation in a wound healing model. *J Struct Biol*. 2002;137:23–30.
89. Klinge U, Si Z, Zheng H, Schumpelick V, Bhardwaj, RS Klosterhalfen B. Abnormal collagen I to III distribution in the skin of patients with incisional hernia. *Eur Surg Res*. 2000;32:43–8.
90. Anderson J. Inflammatory response to implants. *ASAIO trans*. 1988;34:101–7.
91. Arnaud J, Eloy R, Adloff M, Greiner J. Critical evaluation of prosthetic materials in repair of wall hernias: new criteria of tolerance and resistance. *Am J Surg*. 1977;133:338–45.
92. Sher W, Pollack D, Paulides C, Matsumoto T. Repair of abdominal wall defects: Gore-Tex vs Marlex graft. *Am Surg*. 1980;46:618–23.
93. Bellón J, Bujan J, Contreras L, Hernando A. Integration of biomaterials implanted into abdominal wall: process of scar formation and macrophage response. *Biomaterials*. 1995;16:381–7.
94. Bellon J, Contreras Alarcón L, Bujan J, Varela J, Carrera-San Martín A, Gimeno Longas M, et al. Influencia sobre el proceso cicatricial de la porosidad de biomateriales protésicos implantados en la pared abdominal. *Cir Esp*. 1996;56:296–392.
95. Bellon J, Contreras L, Bujan J, Pascual G, Carrera San Martín A. Effect of relaparotomy through previously integrated polypropylene and polytetrafluoroethylene experimental implants in the abdominal wall. *J Am Coll Surg*. 1999;188:466–72.
96. Bellon J, Bujan J, Contreras L, Carrera-San Martín A, Jurado F. Comparison of a new type of polytetrafluoroethylene patch (MicroMesh) and Polypropylene prosthesis (Marlex) for repair of abdominal wall defects. *J Am Coll Surg*. 1996;183:11–8.
97. Bellon J, Bujan J, Contreras L, Hernando A, Jurado F. Similarity in behavior of polytetrafluoroethylene (ePTFE) prostheses implanted into different interfaces. *J Biomed Mater Res*. 1996;31:1–9.

Bibliografía

98. Bellón J, García-Honduvilla N, López R, Corrales C, Jurado F, Buján J. In vitro mesothelization of prosthetic materials designed for the repair of abdominal wall defects. *J Mater Sci Mater.* 2003;14:359–64.
99. Bellon J, Jurado F, García-Honduvilla N, López R, Carrera-San Martin A, Bujan J. The structures of biomaterial rather than its chemical composition modulates the repair process at the peritoneal level. *Am J Surg.* 2002;184:154–9.
100. Bellon J, Bujan J, Contreras L, Hernando A. Interface formed between visceral peritoneum and experimental polypropilene or polytetrafluoroethylene abdominal wall implants. *J Mater Sci Mater Med.* 1996;3:331–6.
101. Greca F, de Paula J, Milondo-Simoes M. The influence of differing pore sizes on the biocompatibility of two polypropylene meshes in the repair of abdominal defects. Experimental study in dogs. *Hernia.* 2001;5:59–64.
102. Rosch R, Junge K, Schachtrupp A, Klinge U, Klosterhalfen B. Mesh implants in hernia repair. *Eur Surg Res.* 2003;35:161–6.
103. Bellón J, García-Honduvilla N, Serrano N, Rodríguez M, Pascual G, Bujan J. Composite prostheses for the repair of abdominal wall defects: effect of the structure of the adhesión barrier component. *Hernia.* 2005;9:338–43.
104. Bellon J, Rodriguez M, García Honduvilla N, Gómez Gil V, Pascual G, Bujan J. Comparing the behavior of different polypropylene meses (heavy and light weight) in an experimental model of ventral hernia repair. *J Biomed Mater Res (Appl Biomater).* 2009;89B:448–55.
105. Mühl T, Binnebösel M, Klinge U, Goedderz T. New Objective Measurement to Characterize the Porosity of Textile Implants. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater.* 2008;84B:176–83.
106. Klinge U, Klosterhalfen B, Birkenhauer, V Junge K, Conze J, Schumpelick V. Impact of polymer pore size on the interface scar formation in a rat model. *J Surg Res.* 2002;103:208–13.
107. Lake S, Ray S, Zihni A, Thompson D, Gluckstein J, Deeken C. Pore size and pore shape--but not mesh density alter the mechanical strength of tissue ingrowth and host tissue response to synthetic mesh materials in a porcine model of ventral hernia repair. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015;42:186–97.
108. Klinge U, Klostelhalfen B, Müller M, Öttinger P, Schumpelick V. Shrinking of polypropylene mesh in vivo: an experimental study in dogs. *Eur J Surg.* 1998;164:965–9.
109. Bellon J, García Honduvilla N, Rodríguez M, Pascual G, Gómez-Gil V, Bujan J. Influence of the structure of new generation prostheses on shrinkage after implant in the abdominal wall. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater.* 2006;78B:340–6.
110. Vega Ruiz V, García- Ureña M, Díaz Godoy A, Carnero F, Escribano Moriano A, Velasco García M. Seguimiento de la contracción de las mallas de polipropileno empleadas en la reparación de eventraciones. *Cir Esp.* 2006;80:38–42.
111. Bellón J, Honduvilla N, Jurado F, García Carranza A, Buán J. In vitro interaction of bacteria with polyprylene/e-PTFE prostheses. *Biomaterials.* 2001;67:527–32.
112. Bellón J, García-Honduvilla N, García-Carranza A, Pascual G, Bujan J. Interacciones entre prótesis de polipropileno y poblaciones de fibroblastos en medios de cultivo sometidos a contaminación bacteriana. *Cir Esp.* 2000;67:527–32.
113. Costerton J, Stewart G, Reenberg E. Bacterial biofilms a common cause of persistent infections. *Science (80-).* 1999;284:1318–22.
114. Law N, Ellis H. A comparison of polypropylene mesh and expanded polytetrafluoroethylene patch for the repair of contaminated abdominal wall defects. An experimental study. *Surgery.* 1991;109(652–655).

Bibliografía

115. Bellon J, Contreras L, Bujan J. Ultrastructural alterations of polytetrafluoroethylene protesís implanted in abdominal wall provoked by infection: Clinical and experimental study. *World J Surg.* 2000;24:528–32.
116. Bellón J, García-Carranza A, García-Honduvilla N, Carrera-San Martín A, Bujan J. Tissue integration and biomechanical behaviour of contaminated experimental polypropylene and expanded polytetrafluoroethylene implants. *Br J Surg.* 2004;91:481–94.
117. Bellows C, Wheatley B, Moroz K, Rosales S, Morici L. The effect of bacterial infection on the biomechanical properties of biological mesh in a rat model. *PLoS One.* 2011 Jan;6(6):e21228.
118. Klinge U, Klosterhalfen B. Biomaterials-Experimental aspects. In: Schumpelick V, Kingsnorth A, editors. *Incisional hernia.* Springer. Berlin, Heidelberg; 1999. p. 179–97.
119. Todros S, Pavan PG, Pachera P, Natali AN. Review Article Synthetic surgical meshes used in abdominal wall surgery : Part II — Biomechanical aspects. 2015;1–12.
120. Cobb W, Burns J, Peindl R, Carbonell A, Matthews B, Kercher K, et al. Textile analysis of heavy weight, mid-weight and light weight polypropylene mesh in a porcine ventral hernia model. *J Surg Res.* 2006;136:1–7.
121. Saberski E, Orenstein S, Noviltsky Y. Anisotropic evaluation of synthetic meshes. *Hernia.* 2011;15:47–52.
122. Hernandez-Gascón B, Peña E, Melero H, Pascual G, Doblaré M, Ginebra M, et al. Mechanical behaviour of syntethic surgical meshes: finite element simulation of the herniated abdominal wall. *Acta Biomaterialia.* 2011;7:3905–19.
123. Patel H, Ostergard D, Sternschuss G. Polypropylene mesh and the host response. *Int Urogynecol J.* 2012;23:669–79.
124. Schumpelick V, Conze J, Klinge U. Die praepertoneale netzplastik in dere reparation der narbenhernie. *Chirurg.* 1996;67:1028–35.
125. Bellón J, Contreras L, Bujan J, Pascual G, Carrera-San Martin A. Effect of relaparotomy through previously integrated polypropylene and polytetrafluoroethilene experimental implants in the abdominal wall. *Am Coll Surg.* 1999;188:466–72.
126. Bellón J, Jurado F, García Moreno F, Corrales C, Carrera San Martín A, Bujan J. Healing process induced by three composite protheses in the repair of abdominal Wall defects. *J Biomed Mater Res (Appl Biomater).* 2002;63:182–90.
127. Klinge U, Conze J, Klosterhalfen B, Limberg W, Obolenski B, Ottinger A, et al. Alteration of abdominal wall mechanics after mesh implantion. Experimental alteration of mesh stability. *Langenbecks Arch Chir.* 1996;381:323–32.
128. Klosterhalfen B, Klinge U. Biocompatibility of biomaterials-Histological aspects. In: Schumpelick V, Kingsnorth A, editors. *Incisional hernia.* Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 1999. p. 198–215.
129. Vengadech Gopal S, Warriar A. Recurrence after groin hernia repair-revisited. *Int J Surg.* 2013;11:374–7.
130. Junge K, Peiper C, Schachtrupp A, Rosch R, Kürten D. Breaking strenght and tissue elasticity after Shouldice repair. *Hernia.* 2003;7:7–20.
131. Majecik ST, Sikitis V, Iannitii D. Strenght of tissue attachment to mesh after ventral hernia repair with syntetic composite mesh in a porcine model. *Sug Endosc.* 2006;1671–4.
132. Rives J, Lardennoies B, Pire J, Hibon J. Les grandes éventrations. Importance du “volet abdominal” et des troubles respiratoires que lui son secondaires. *Chirurgie.* 1973;99:547–63.
133. Dubay D, Choi W, Urbanchek M, Wang X, Adamson B, Dennis G, et al. Incisional Herniation Induces Decreased Abdominal Wall Compliance via Oblique Muscle Atrophy and Fibrosis.

Bibliografía

- Ann Surg. 2007;245:140–6.
134. Klinge U, Conze J, Krones C, Schumpelick V. Incisional hernia: open techniques. *World J Surg.* 2005;29:1066–72.
 135. Langer C, Neufang T, Kley C, Liersch T, Becker H. Central mesh recurrence after incisional hernia repair with Marlex—are the meshes strong enough? *Hernia.* 2001;5:164–7.
 136. Blazquez Hernando L, García Ureña M, López Monclús J, Valle Lersundi A, Melero Montes D, Cruz Cidoncha A, et al. Roturas de malla: una causa poco frecuente de recidiva herniaria. *Rev Hisp Hernia.* 2015;3:155–9.
 137. Petro C, Nahabet E, Criss C, Orenstein S, von Recum H, Novitsky Y. Central failures of lightweight monofilament polyester mesh causing hernia recurrence: a cautionary note. *Hernia.* 2015;19:155–9.
 138. Anurov M, Tikova S, Ottinger A. Effectiveness of experimental hernia repair depends on orientation of mesh implant with anisotropic structure. In: 4th International hernia congress: joint meeting of the AHS and EHS. 2013.
 139. Yadav Y, Saurabh. Literature Review on Finite Element Method. *Int J Enhanc Res Sci Technol Eng.* 2016;5:267–9.
 140. Erdemir A, Guess TM, Halloran J, Tadeipalli SC, Morrison TM. Considerations for reporting finite element analysis studies in biomechanics. *J Biomech. Elsevier;* 2012;45(4):625–33.
 141. Reddy J. An Introduction to the Finite Element Method. 3th ed. Reddu J, editor. McGraw-Hill; 2006.
 142. Moratal D. Finite Element Analysis - From Biomedical Applications to Industrial Developments. 1th ed. Moratal D, editor. InTech, Chapters published; 2012. 508 p.
 143. Taylor M, Prendergast P. Four decades of finite element analysis of orthopaedic devices: Where are we now and what are the opportunities. *J Biomech.* 2015;48:767–78.
 144. Peña Baquedano E, Ohayon J, Usson Y, Azancot A, Doblaré Castellano M. Simulación por elementos finitos de la biomecánica del corazón fetal. *Rev Int métodos numéricos para cálculo y diseño en Ing.* 2010;26:109–19.
 145. Smietanski M, Bury K, Tomaszewska A, Lubowiecka I, Szymczak C. Biomechanics of the front abdominal wall as a potential factor leading to recurrence with laparoscopic ventral hernia repair. *Surg Endosc.* 2012;26:1461–7.
 146. Viaño J. Simulación numérica en odontología y ortodoncia. *Bol Soc Esp Mat Apl.* 2005;33:113–47.
 147. Marsden J, Hughes T. Mathematical foundations of elasticity. Marsden J, Hughes T, editors. New York: Dover; 1983.
 148. Simon Allue R, Montiel J, Bellón J, Calvo B. Developing a new methodology to characterize in vivo the passive mechanical behavior of abdominal wall on an animal model. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015;51:40–9.
 149. Fortuny G, Rodríguez-Navarro J, Susín A, López-Cano M. Simulation and study of the behaviour of the transversalis fascia in protecting against the genesis of inguinal hernia. *J Biomech.* 2009;42:2263–7.
 150. Hernandez-Gascón B, Mena A, Peña E, Pascual G, Bellón J, Calvo B. Understanding the passive mechanical behavior of the human abdominal wall. *Ann Biomed Eng.* 2013;41:433–44.
 151. Forstemann T, Trzewik J, Holste J, Batke B, Konerding M, Wolloscheck T, et al. Forces and deformations of the abdominal wall - a mechanical and geometrical approach to the linea alba. *J Biomech.* 2014;29:7–19.

Bibliografia

152. Kohnke P, editor. ANSYS. Theory reference, release 5.6. 1999.
153. Mooney M. A theory of large elastic deformation. *J Appl Phys*. 1940;11:582–92.
154. Rivlin R. Large Elastic Deformations of Isotropic Materials. IV. Further Developments of the General Theory. *Philos Trans R Soc London Ser A Math Phys Sci*. 1948;241:379–97.
155. Kuwazuru O, Yoshikawa N. Theory of elasticity for plain-weave fabrics. *JSME Int J A-Solid M*. 2004;47:17–25.
156. King M, Jearanaisilawong P, Socrate S. A continuum constitutive model for the mechanical behavior of woven fabrics. *Int J Solids Struct*. 2005;42:3867–96.
157. Yeoman M, Reddy D, Bowles H, Bezuidenhout D, Zilla P, Franz T. A constitutive model for the warp-weft couplet behavior of knitted biomedical textiles. *Biomaterials*. 2010;31:8484–93.
158. Ambroziak A, Szepietowska K, Lubowiecka I. Mechanical properties of mosquito nets in the context of hernia repair. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2016;19:286–96.
159. Pachera P, Pavan P, Todros S, Cavinato C, Fontanella C, Natali A. A numerical investigation of the healthy abdominal wall structures. *J Biomech*. 2016;49:1818–23.
160. Fung Y, Fronek K, Patitucci P. Pseudoelasticity of arteries and the choice of its mathematical expression. *Am J Physiol*. 1979;237:H620–31.
161. Holzapfel G, Gasser T, Ogden R. A new constitutive framework for arteria wall mechanics and a comparative study of material modelse. *J Elast*. 2000;61:1–48.
162. Klish S. A bimodular polyconvex anisotropic strain energy function for articular cartilage. *J Biomech Eng*. 2007;129:250–8.
163. Itskov M, Aksel N. A class of orthotropic and transversely isotropic hyperelastic constitutive models based on a polyconvex strain energy function. *J Solids Struct*. 2004;4:3833–48.
164. Schröder J, Neff P. Invariant formulation of hyperelastic transverse isotropy based on polyconvex free energy functions. *Int J Solids Struct*. 2003;40:401–45.
165. Steigmann D. Applications of polyconvexity and strong ellipticity to non-linear elasticity and elastic plate theory. In: Schröder J, Neff P, editors. *Poly-Quasi- and Rank-one Convexity in Applied Mechanics*. Springer W. New York; 2010. p. 265–300.
166. Zhang J, Rychewski J. Structural tensors for anisotropic solids. *Arch Mech*. 1990;42:267–77.
167. Ball J. Convexity conditions and existence theorems in non-linear elasticity. *Arch Rat Mech Anal*. 1976;63:337–403.
168. van der Linden B, Koopman H, Grootenboer H, Huijing P. Mechanical functional effects of muscle geometry. *J Electromyogr Kinesiol*. 1998;8:101–9.
169. Marquart D. An algorithm for least-squares estimation of nonlienar parameters. *SIAM J Appl Math*. 1963;11:431–41.
170. Kordi R, Rostami M, Noormohammadpour P, Mansourina M. The effect of food consumption on the thickness of abdominal muscles, employing ultrasound measurements. *Eur Spine J*. 2011;20(8):1312–7.
171. Rankin G, Stokes M, Newham D. Abdominal muscle size and symmetry in normal subjects. *Muscle and Nerve*.
172. Fombuena Borrás V, Fenollar Jimeno O, Montañés Muñoz N. Propiedades mecánicas de los plásticos (II). Ensayo de tracción. In: Fombuena Borrás V, Fenollar Jimeno O, Montañés Muñoz N, editors. *Caracterización de materiales poliméricos*. Valencia: Universitat Politècnica de València; 2016. p. 77–98.
173. Vogel S. Rigidez y flexibilidad. In: Vogel S, editor. *Ancas y palancas, mecánica natural y mecánica humana*. Barcelona: Tusquets editores; 2000. p. 89–115.

Bibliografía

174. Hollinsky C, Sandberg S. Measurement of tensile strenght of the ventral abdominal wall in comparison with scar tissue. *Clin Biomech.* 2007;22:88–92.
175. Siassi M, Mahn A, Bumann E, Vollmer M, Huber G, Morlock M, et al. Development of a dynamic model for ventral hernia mesh repair. *Langenbecks Arch Sur.* 2014;399:857–62.
176. Dubay DA, Wang X, Adamson B, Kuzon WM, Dennis RG, Franz MG, et al. Mesh incisional herniorrhaphy increases abdominal wall elastic properties : A mechanism for decreased hernia recurrences in comparison with suture repair. *Surgery.* 2006;140:14–24.
177. Song C, Alijani A, Frank T, Hanna GB, Cuschieri A. Mechanical properties of the human abdominal wall measured in vivo during insufflation for laparoscopic surgery. 2006;987–90.
178. Hernandez-Gascon B, Mena A, Peña E, Pascual G, Bellón J, Calvo B. Understanding the passive mechanical behavior of the human abdominal wall. *Ann Biomed Eng.* 2013;41:433–44.
179. Den Hartong D, Dur A, Tuinebreijer W, Kreis R. Open surgical procedures for incisional hernias. *Cochrane database Syst Rev.* 2008;16(3).
180. Pott P, Schwarz L, Gundling R, Nowak K, Hohenberger P, Roessner E. Mechanical Properties of mesh materials used for hernia repair and soft tissue augmentation. *PLoS One.* 2012;7:e46978-.
181. Martin DP, Badhwar A, Shah D V., Rizk S, Eldridge SN, Gagne DH, et al. Characterization of poly-4-hydroxybutyrate mesh for hernia repair applications. *J Surg Res.* 2013;184(2):766–73.
182. Sahoo S, Delozier KR, Erdemir A, Derwin KA. Clinically relevant mechanical testing of hernia graft constructs. *J Mech Behav Biomed Mater.* Elsevier; 2015;41:177–88.
183. Todros S, Pavan P, Pachera P, Natali A. Synthetic surgical meshes used in abdominal wall surgery: Part II-Biomechanical aspects. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2015;
184. Melman L, Enkins E, Brodt M, Deeken C, Frisella M, Matthews B. Evaluation of acute fixation strength for mechanical tacking and fibrin sealant versus polypropylene suture for laparoscopic ventral hernia repair. *Surg Innov.* 2010;17:285–90.
185. Maurer M, Rohrbauer B, Feola A, Deprest J, Mazza E. Mechanical biocompatibility of prosthetic meshes: A comprehensive protocol for mechanical characterization. *J Mech Behav Biomed.* 2014;40:42–58.
186. Pascual G, Hernandez-Gascón B, Rodríguez M, Sotomayor S, Peña E, Calvo B, et al. The long-term behavior of lightweight and heavyweight meshes used to repair abdominal wall defects is determined by the host tissue repair process provoked by the mesh. *Surgery.* 2012;152:886–95.
187. Baker D, Liu X, Weng H, Luo C, Tang I. Fibroblast/fibrocyte: surface interaction dictates tissue reactions to micropillar implants. *Biomacromolecules.* 2011;12:997–1005.
188. Behling C, Spector M. Quantitative term implants of selected polymers. *J Biomed Mater ResBiomed REs.* 1986;20:653–66.
189. Ronsengren A, Bjursten L. Pore size in implanted polypropylene filters is critical for tissue organization. *J Biomed Mater Res.* 2003;67:918–26.
190. Brauker J, Carr-Brendel V, Martinson L, Crudele J, Johnson R. Neovascularization of syntetic membranes directed by membrane microarchitectura. *J Biomed Mater Res.* 1995;29:1517–34.
191. Munz D, Yan Y. Stress singularities at the interface in bonded dissimilar materials under mechanical and thermal loading. *J Appl Mech.* 1992;59:857–61.
192. Chechroudi B, Gould T, Brunette D. Titanium coated micromachined grooves of different dimensions affect epithelial and connective tissue cells differently. *J Biomed Mater Res.* 1990;24:1203–19.
193. Leaper D. Angiography as an index of healing in experimental laparotomy wounds and colonic

Bibliografia

- anastomoses. *Ann R Coll Surg Engl.* 1983;65:20–8.
194. Pollock A, Evans M. Early prediction of late incisional hernias. *Brit J Surg.* 1989;76:953–4.
195. Franz M, Kuhn M, Nguyen K. Early biomechanical wound failure: a mechanism for ventral incisional hernia formation. *Wound Rep Reg.* 2001;9:140–1.
196. Anthony T, Bergen P, Kim L. Factors affecting recurrence following incisional herniorraphy. *World J Surg.* 2000;24:95–100.
197. Zuvela M, Galun D, Djuric A, Stefanovic I, Palibrk M, Petrovic M. Central rupture and bulging of low-weight polypropylene mesh following recurrent incisional sublay hernioplasty. *Hernia.* 2014;18:135–40.
198. Muysoms F. Central mesh failure after retro-muscular repair with a large-pore polypropylene mesh. 5th annual EHS/AHS joint hernia congress 2012 World Hernia Congress. *Hernia.* 2012;16:S104.
199. Holzapfel G. *Nonlinear Solid Mechanics. A Continuum Approach for Engineering.* John Wiley. Chichester; 2000.
200. Fung Y, Fronek K, Patitucci P. Pseudoelasticity of arteries and the choice of its mathematical expressions. *Am J Physiol.* 1979;237:H620–31.
201. Humphrey J. Mechanics of arterial wall: Review and directions. *Crit Rev Biomed Eng.* 1995;23:1–162.
202. Ambroziak A, Szepietowska K, Lubowiecka I. Mechanical properties of mosquito nets in the context of hernia repair. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2015;5842(November):in press.
203. Szepietowska K, Lubowiecka I. Mechanical behaviour of the implant used in human hernia repair under physiological loads. *Acta Bioeng Biomech.* 2013;15(3):89–96.
204. Lubowiecka I. Behaviour of orthotropic surgical implant in hernia repair due to the material orientation and abdomen surface deformation. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2015;18:223–32.
205. Hernandez-Gascón B, Espés N, Peña E, Pascual G, Bellon J, Calvo B. Computacional framework to model and design surgical meshes for hernia repair. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2014;17:1071–85.
206. Klinge U, Klosterhalfen B, Conze J, Limberg W, Obolenski B, Öttinger A, et al. Modified mesh for hernia repair that is adapted to the physiology of the abdominal wall. *Eur J Surg.* 1998;164:951–60.
207. The Abaqus Software 6.13. Providence, USA; 2013.
208. Peker K, Isik A, Inal A, Demiryilmaz I, Yilmaz I, Emiroglu M. How Lichtenstein hernia repair affects abdominal and anal resting pressures: a controlled clinical study. *Int J Clin Exp Med.* 2014 Jan;7(2):363–9.
209. Hodges P, Pengel L, Herbert R, Gandevia S. Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging. *Muscle and Nerve.* 2003;27:682–92.
210. Brown S, McGill S. A comparison of ultrasound and electromyography measures of force and activation to examine the mechanics of abdominal wall contraction. *Clin Biomech.* 2010;25:115–23.
211. McMeeken J, Beith I, Newham D, Millghan P, Critchley D. The relationship between EMG and change in thickness of transversus abdominis. *Clin Biomech.* 2004;19:337–42.
212. Cervera Ruiz M, Blanco Díaz E. Fundamentos de elasticidad. In: Cervera Ruiz M, Blanco Díaz E, editors. *Mecánica de estructuras Libro 1 Resistencia de materiales.* 2th ed. Barcelona: Edicions Universitat Politècnica de Catalunya SL; 2003. p. 1–31.

Bibliografía

213. Podwojewski F, Otténio M, Beillas P, Guérin G, Turquier F, Mitton D. Mechanical response of animal walls in vitro: Evaluation of the influence of a hernia defect and a repair with a mesh implanted intraperitoneally. *J Biomech.* 2013;46:561–6.
214. Trzewik J, Holste J, Batke B, Konerding MA, Wolloscheck T, Hartung C. Forces and deformations of the abdominal wall — A mechanical and geometrical approach to the linea alba. 2017;44(2011):600–6.
215. Konerding M, Bohn M, Wolloscheck T, Batke B, Holste J, Wohler S, et al. Maximum forces acting on the abdominal wall: experimental validation of a theoretical modeling in a human cadaver study. *Med Eng Phys.* 2011;33:789–92.
216. Song C, Alijani A, Frank T, Hanna G, Cushieri A. Elasticity of the living abdominal wall in laparoscopic surgery. *J Biomech.* 2006;39:587–91.
217. Szymczak C, Lubowiecka I, Tomaszewska A, Smietanski M. Investigation of abdomen surface deformation due to life excitation: implications for implant selection and orientation in laparoscopic ventral hernia repair. *Clin Biomech.* 2012;27:105–10.
218. Müller M, Klinge U, Conze J, Schumpelick V. Abdominal wall compliance after marlex mesh implantation for incisional hernia repair. *Hernia.* 1998;2:113–7.
219. Gaoming J, Xuhong M, Dajun L. Process of warp knitting mesh for hernia repair and its mechanical properties. *Fibres Text Eastern Eur.* 2005;13:44–6.
220. Budynas R, Nisbett J. Fatigue failure resulting from variable loading. In: Budynas R, Nisbett J, editors. *Shigley's Mechanical engineering design.* 10th ed. New York: McGraw-Hill; 2014. p. 273–349.
221. Niamark W, Lee J, Limeback H, Cheung D. Correlation of structure and viscoelastic properties in the pericardia of four mammalian species. *Am J Physiol.* 1992;263:1095–2106.
222. Escorsa Castells P, Valls Pasola J. La innovación. In: Escorsa Castells P, Valls Pasola J, editors. *Tecnología e innovación en la empresa.* 1 th. Barcelona: Edicions Universitat Politècnica de Catalunya SL; 2003.
223. Patiño J. The Nyhus preperitoneal repair of groin hernias. In: Bendavid R, Abrahamson J, Arregui M, Flament J, Phillips E, editors. *Abdominal wall hernias.* 1st ed. Springer Verlag New York; 2001. p. 391–5.

10. Relación de gráficos, tablas e imágenes

Relación de gráficos

| | |
|------------|--|
| Gráfico 1 | Malla ideal |
| Gráfico 2 | Vectores de los diferentes músculos y resultante (estricción) |
| Gráfico 3 | Efecto de la PIA |
| Gráfico 4 | Elongación fisiológica de la pared en el eje vertical y % de elongación de las mallas a 16 N |
| Gráfico 5 | Resistencia a la tracción en N |
| Gráfico 6 | Resistencia a la tracción en N |
| Gráfico 7 | Curvatura abdominal tras 90 días del implante de las mallas |
| Gráfico 8 | Spider. Curva tensión-deformación experimental |
| Gráfico 9 | Ultrapro®. Curva tensión-deformación experimental |
| Gráfico 10 | Duramesh® y Repol Angimesh®. Curva tensión-deformación experimental |
| Gráfico 11 | Goretex®. Curva de tensión-deformación experimental |
| Gráfico 12 | Spider. Tensión de Cauchy experimental |
| Gráfico 13 | Ultrapro®. Tensión de Cauchy experimental |
| Gráfico 14 | Duramesh® y Repol Angimesh®. Tensión de Cauchy experimental |
| Gráfico 15 | Goretex®. Tensión de Cauchy experimental |
| Gráfico 16 | Índice de ortotropía experimental |
| Gráfico 17 | Tensión de Cauchy teórica de las diversas mallas. Verificación y validación |
| Gráfico 18 | Pared abdominal sana, tensión de Von Mises |
| Gráfico 19 | Pared abdominal sana, tensión de Von Mises radial (dir 1-2) |
| Gráfico 20 | Pared abdominal sana, deformación a lo largo de la IMT |
| Gráfico 21 | Pared abdominal sana, desplazamientos U |
| Gráfico 22 | Pared abdominal sana, desplazamientos radiales según las direcciones de estudio |
| Gráfico 23 | Spider, tensión VM en la IMT, según direcciones de estudio (promedio y DS) |
| Gráfico 24 | Spider, tensión VM en la IMT, radial. Dir 1-2 (cara ext vs int) |

Relación de gráficos, tablas e imágenes

| | |
|------------|--|
| Gráfico 25 | Spider, deformación en la IMT, según direcciones de estudio (cara ext vs int) |
| Gráfico 26 | Spider, desplazamientos en la IMT, según U |
| Gráfico 27 | Spider, desplazamientos radiales, según direcciones de estudio |
| Gráfico 28 | Ultrapro®, tensión VM en la IMT, según direcciones de estudio (promedio y DS) |
| Gráfico 29 | Ultrapro®, tensión VM en la IMT, radial. Dir 1-2 (cara ext vs int) |
| Gráfico 30 | Ultrapro®, deformación en la IMT, según direcciones de estudio (cara ext vs int) |
| Gráfico 31 | Ultrapro®, desplazamientos en la IMT, según U |
| Gráfico 32 | Ultrapro®, desplazamientos radiales, según direcciones de estudio |
| Gráfico 33 | Duramesh®, tensión VM en la IMT, según direcciones de estudio (promedio y DS) |
| Gráfico 34 | Duramesh®, tensión VM en la IMT, radial. Dir 1-2 (cara ext vs int) |
| Gráfico 35 | Duramesh®, deformación en la IMT, según direcciones de estudio (cara ext vs int) |
| Gráfico 36 | Duramesh®, desplazamientos en la IMT, según U |
| Gráfico 37 | Duramesh®, desplazamientos radiales, según direcciones de estudio |
| Gráfico 38 | Repol Angimesh®, tensión VM en la IMT, según direcciones de estudio (promedio y DS) |
| Gráfico 39 | Repol Angimesh®, tensión VM en la IMT, radial. Dir 1-2 (cara ext vs int) |
| Gráfico 40 | Repol Angimesh®, deformación en la IMT, según direcciones de estudio (cara ext vs int) |
| Gráfico 41 | Repol Angimesh®, desplazamientos en la IMT, según U |
| Gráfico 42 | Repol Angimesh®, desplazamientos radiales, según direcciones de estudio |
| Gráfico 43 | Goretex®, tensión VM en la IMT, según direcciones de estudio (promedio y DS) |
| Gráfico 44 | Goretex®, tensión VM en la IMT, radial. Dir 1-2 (cara ext vs int) |
| Gráfico 45 | Goretex®, deformación en la IMT, según direcciones de estudio (cara ext vs int) |
| Gráfico 46 | Goretex®, desplazamientos en la IMT, según U |
| Gráfico 47 | Goretex®, desplazamientos radiales, según direcciones de estudio |

Relación de gráficos, tablas e imágenes

| | |
|------------|---|
| Gráfico 48 | Tensión de VM media (y desviación estándar) en la IMT, cara interna y externa |
| Gráfico 49 | Índice de ortotropía de la IMT según la tensión de VM |
| Gráfico 50 | Deformación en la IMT, según las direcciones de estudio (promedio y DS) |
| Gráfico 51 | Abdomen sano. Desplazamientos U1-U2 en diferentes puntos |
| Gráfico 52 | Abdomen sano. Desplazamientos U3 en diferentes puntos |
| Gráfico 53 | Comparativa de desplazamientos U1-U2 entre abdomen sano y las mallas |
| Gráfico 54 | Comparativa de desplazamientos U3 entre abdomen sano y las mallas |
| Gráfico 55 | Diferencia porcentual de desplazamientos U1-U2 entre las diferentes mallas |
| Gráfico 56 | Diferencia porcentual de desplazamiento U3 entre las diferentes mallas |

Relación de tablas

| | |
|-----------------|---|
| Tabla 1 | Media y desviación estándar de las presiones intraabdominales |
| Tabla 2 | PIA medida por Cobb |
| Tabla 3 | Tensión de rotura de Seidel |
| Tabla 4 | Elasticidad de la pared abdominal según Junge |
| Tabla 5 | Biomateriales reabsorbibles |
| Tabla 6 | Clasificación de Amid |
| Tabla 7 | Clasificación de Coda |
| Tabla 8 | Clasificación de Coda |
| Tabla 9 | Clasificación de Klinge |
| Tabla 10 | Clasificación de Klinge, complicaciones |
| Tabla 11 | Clasificación clínica de Bellón |
| Tabla 12 | Características del material ideal según J.T. Scales |
| Tabla 13 | Características que deben estar en las mallas |

Relación de gráficos, tablas e imágenes

| | |
|-----------------|---|
| Tabla 14 | Reacciones locales en el paciente |
| Tabla 15 | Características de las prótesis según Bellón |
| Tabla 16 | Propiedades de las mallas |
| Tabla 17 | Estudio in vitro de diversas mallas según Schumpelick |
| Tabla 18 | Elasticidad de la pared abdominal |
| Tabla 19 | Comparativa de mallas HW vs LW |
| Tabla 20 | Comparativa con la pared abdominal |
| Tabla 21 | Fuerza de rotura de Cobb |
| Tabla 22 | Test de compresión, fuerza de rotura |
| Tabla 23 | Deformación en IMT |
| Tabla 24 | Medidas de tensión de rotura en la IMT |
| Tabla 25 | Características de las mallas utilizadas |
| Tabla 26 | Nodos y elementos usados en el mallado |
| Tabla 27 | Resultados test tensiométricos uniaxiales a rotura (excepto Spider a 16 N). Promedio (desviación estándar) $p < 0,05$ |
| Tabla 28 | Resultados del modelo de Itskov y Aksel |
| Tabla 29 | Promedio de tensión VM (desviación estándar) 0-180° (KPa). Cara interna y externa |

Relación de imágenes

| | |
|-----------------|---|
| Imagen 1 | Tricotado |
| Imagen 2 | Tejido en telar |
| Imagen 3 | Imagen en detalle del PTFEe |
| Imagen 4 | Principio de la estereografía tridimensional |
| Imagen 5 | Representación gráfica de un fémur con la distribución de tensiones |

Relación de gráficos, tablas e imágenes

| | |
|------------------|---|
| Imagen 6 | Tipos de elementos finitos |
| Imagen 7 | Ejemplo de malla realizada en nuestro laboratorio para modelizar la prótesis Ultrapro® |
| Imagen 8 | Imagen del postproceso de la malla Ultrapro® para el análisis de las tensiones de Von Mises |
| Imagen 9 | Malla Spider |
| Imagen 10 | Urdimbre en microscopía estereoscópica |
| Imagen 11 | Urdimbre con microscopia óptico (20x) |
| Imagen 12 | Test tensiométrico uniaxial |
| Imagen 13 | Direcciones U |
| Imagen 14 | Elementos C3D8 y direcciones de estudio |
| Imagen 15 | Modelo de esfera y PIA |
| Imagen 16 | Simulación pared abdominal herniada |
| Imagen 17 | Mallado de la prótesis Ultrapro® |
| Imagen 18 | Condiciones de contorno |
| Imagen 19 | Zonas de estudio de la simulación |
| Imagen 20 | Presentaciones gráficas en 3D del modelo: malla y tejido |
| Imagen 21 | Estudio radial |
| Imagen 22 | Estudio angular |
| Imagen 23 | Test tensiométrico en la zona elástica |
| Imagen 24 | Test tensiométrico en la zona plástica |
| Imagen 25 | Ultrapro®, rotura |
| Imagen 26 | Duramesh®, rotura |
| Imagen 27 | Repol Angimesh®, rotura |
| Imagen 28 | Goretex®, rotura |
| Imagen 29 | Simulación de la pared abdominal sana, tensión Von Mises (dos vistas) |

| | |
|------------------|--|
| Imagen 30 | Simulación de la pared abdominal sana, deformación (dos vistas) |
| Imagen 31 | Simulación de la pared abdominal sana, desplazamiento (dos vistas) |
| Imagen 32 | Simulación. Spider y abdomen en conjunto, tensión VM |
| Imagen 33 | Simulación Spider. Malla, tensión VM interior. Mallas tensión VM exterior |
| Imagen 34 | Simulación Spider. Abdomen, tensión VM (dos vistas) |
| Imagen 35 | Simulación Spider. Deformación en la malla |
| Imagen 36 | Simulación Spider. Deformación en el abdomen periherniario |
| Imagen 37 | Simulación Spider. Desplazamiento en la malla |
| Imagen 38 | Simulación Spider. Desplazamiento en el abdomen periherniario |
| Imagen 39 | Simulación Ultrapro® y abdomen en conjunto, tensión VM |
| Imagen 40 | Simulación Ultrapro®. Malla, tensión VM interior. Mallas tensión VM exterior |
| Imagen 41 | Simulación Ultrapro®. Abdomen, tensión VM (dos vistas) |
| Imagen 42 | Simulación Ultrapro®. Deformación en la malla |
| Imagen 43 | Simulación Ultrapro®. Deformación en el abdomen periherniario |
| Imagen 44 | Simulación Ultrapro®. Desplazamiento en la malla |
| Imagen 45 | Simulación Ultrapro®. Desplazamiento en el abdomen periherniario |
| Imagen 46 | Simulación Duramesh® y abdomen en conjunto, tensión VM |
| Imagen 47 | Simulación Duramesh®. Malla, tensión VM interior. Mallas tensión VM exterior |
| Imagen 48 | Simulación Duramesh®. Abdomen, tensión VM (dos vistas) |
| Imagen 49 | Simulación Duramesh®. Deformación en la malla |
| Imagen 50 | Simulación Duramesh®. Deformación en el abdomen periherniario |
| Imagen 51 | Simulación Duramesh®. Desplazamiento en la malla |

| | |
|------------------|--|
| Imagen 52 | Simulación Duramesh®. Desplazamiento en el abdomen periherniario |
| Imagen 53 | Simulación Repol Angimesh® y abdomen en conjunto, tensión VM |
| Imagen 54 | Simulación Repol Angimesh®. Malla, tensión VM interior. Mallas tensión VM exterior |
| Imagen 55 | Simulación Repol Angimesh®. Abdomen, tensión VM (dos vistas) |
| Imagen 56 | Simulación Repol Angimesh®. Deformación en la malla |
| Imagen 57 | Simulación Repol Angimesh®. Deformación en el abdomen periherniario |
| Imagen 58 | Simulación Repol Angimesh®. Desplazamiento en la malla |
| Imagen 59 | Simulación Repol Angimesh®. Desplazamiento en el abdomen periherniario |
| Imagen 60 | Simulación Goretex® y abdomen en conjunto, tensión VM |
| Imagen 61 | Simulación Goretex®. Malla, tensión VM interior. Mallas tensión VM exterior |
| Imagen 62 | Simulación Goretex®. Abdomen, tensión VM (dos vistas) |
| Imagen 63 | Simulación Goretex®. Deformación en la malla |
| Imagen 64 | Simulación Goretex®. Deformación en el abdomen periherniario |
| Imagen 65 | Simulación Goretex®. Desplazamiento en la malla |
| Imagen 66 | Simulación Goretex®. Desplazamiento en el abdomen periherniario |
| Imagen 67 | Alabeo de una estructura |
| Imagen 69 | Fenómeno del alabeo en la interfase malla-tejido |

11. Anexos

Patente



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 540 597**

21 Número de solicitud: 201331453

51 Int. Cl.:

A61B 17/00 (2006.01)

D04B 31/00 (2006.01)

A61F 2/00 (2006.01)

12

PATENTE DE INVENCION

B1

22 Fecha de presentación:

03.10.2013

43 Fecha de publicación de la solicitud:

10.07.2015

Fecha de la concesión:

30.05.2016

45 Fecha de publicación de la concesión:

06.06.2016

73 Titular/es:

**FUNDACIÓN PARA LA INVESTIGACIÓN
BIOMÉDICA DEL HOSPITAL UNIVERSITARIO LA
PAZ (FIBHULP) (50.0%)
Paseo de la Castellana, 261
28046 Madrid (Madrid) ES y
UNIVERSIDAD NACIONAL DE EDUCACIÓN A
DISTANCIA (UNED) (50.0%)**

72 Inventor/es:

**CASTELL GÓMEZ, José Tomás y
CARRASCAL MORILLO, Mª Teresa**

74 Agente/Representante:

TORNER LASALLE, Elisabet

64 Título: **Malla quirúrgica sintética**

67 Resumen:

La malla quirúrgica sintética comprende un tejido realizado mediante filamentos de un material biológicamente compatible, se caracteriza porque dichos filamentos están tejidos formando un tejido de ganchillo, de técnica de croché con un núcleo central (4c) y una pluralidad de anillos concéntricos (4, 4e) que delimitan unas aberturas (6) en corona circular concéntricas. Dichos anillos (4c, 4, 4e) se unen entre sí mediante filamentos radiales (8) regularmente distanciados sobre cada una de las aberturas anulares (6), proporcionando en conjunto una estructura simétrica. Se destina a la reparación de defectos herniarios de la pared abdominal anterior de un paciente.

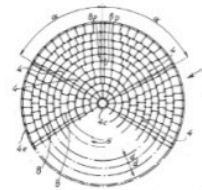


FIG. 1

ES 2 540 597 B1

Aviso: Se puede realizar consulta prevista por el art. 37.3.8 LP.

ES 2 540 597 B1

DESCRIPCIÓN

MALLA QUIRÚRGICA SINTÉTICA

Campo de la invención

- 5 La presente invención se refiere a una malla quirúrgica destinada a implantarse en cuerpos vivos, en particular para la reparación de defectos herniarios de la pared abdominal, más específicamente de la pared abdominal anterior, de un paciente, realizada mediante filamentos sintéticos tejidos de un material biológicamente compatible

Antecedentes de la invención

- 10 Ya se conocen diversos dispositivos del tipo enunciado, destinados a corregir o subsanar la emergencia o irrupción de un cierto tejido fuera de la cavidad en que normalmente debe estar alojado, reteniendo mediante dicha malla o dispositivo el mencionado tejido en la cavidad correspondiente, siendo uno de los casos más corrientes el de una hernia abdominal. Para ello ya existen diversos documentos que dan a conocer una malla o red para los casos citados.

- 15 En efecto, se conoce el documento US 2009/0326565 que trata de una malla quirúrgica liviana a base de un tejido de urdimbre de dos peines con un patrón cuadrangular que define una malla descrita como isotrópica, la cual dispone de dos ejes perpendiculares entre sí, y de otros dos ejes perpendiculares entre sí, pero girados entre 30° y 60° respecto al primer par de ejes. En el mismo documento se especifica que los hilos de la urdimbre discurren
20 siguiendo dichos ejes, y que se disponen en paralelo y regularmente espaciados.

Otro documento, el US 5559273 divulga una tela mallada quirúrgica hexagonal, y describe que el tejido es un tejido de urdimbre a máquina, de doble cara con hilos de monofilamento de polipropileno.

- 25 Por otra parte, el documento US 2008/0147198, similar al anterior, explica una tela de reposición prostética, a base de una malla quirúrgica ortogonal de patrón uniforme y sistema de tejido a base de disponer de dos direcciones de urdimbre entretejidas, determinando una pluralidad de aberturas poligonales formadas con varios filamentos sobre las que se han extendido un par de filamentos que delimitan unas sub-aberturas.

- 30 Y el documento US2012/0304702, por su parte, trata un método para la fabricación de una malla quirúrgica de género de punto, describiendo el sistema de tejido obtenible en una máquina tricotosa rectilínea.

ES 2 540 597 B1

La invención propone una nueva arquitectura para la fabricación de una malla quirúrgica especialmente concebida para la corrección de hernias de la pared abdominal con características biomecánicas distintas a las divulgadas en los documentos anteriores.

Breve descripción de la invención

- 5 Así, a diferencia de los antecedentes citados, a base de mallas con filamentos paralelos en dos o más ejes, y que tienen un comportamiento físico asimétrico, la presente invención aporta una malla quirúrgica que presenta una construcción concéntrica de comportamiento simétrico, lo que favorece una distribución de tensiones homogéneas en la periferia de la malla, que es uno de los puntos débiles de las mallas del estado de la técnica y por donde se producen las recidivas. Dicho comportamiento simétrico está especialmente indicado para las particularidades biomecánicas de la pared abdominal.

En efecto, la invención propone una malla quirúrgica sintética, implantable para la reparación de defectos herniarios de la pared abdominal, más específicamente de la pared abdominal anterior, de un paciente realizada mediante filamentos tejidos de un material

- 15 biológicamente compatible en la cual:
- los citados filamentos que están realizados en un material polimérico biocompatible, irreabsorbible están tejidos formando un tejido de ganchillo es decir de técnica de croché, con una estructura que comprende un núcleo central de sujeción del cuerpo de la malla y una pluralidad de anillos concéntricos que parten de dicho núcleo, alrededor del mismo, delimitando unas aberturas en corona circular concéntricas; y
 - los diferentes anillos están unidos entre sí mediante unos filamentos radiales de conexión, distanciados, que se extienden sobre cada una de las aberturas anulares proporcionando en conjunto una estructura simétrica.

- 20 Esta geometría de la malla de la invención proporciona el citado comportamiento simétrico, regular en toda la extensión de la misma, con una consiguiente distribución de tensiones homogéneas en toda la periferia de la propia malla.

En una realización los citados filamentos de material polimérico biocompatible, irreabsorbible están combinados con filamentos de material polimérico reabsorbible, en sí conocido, preferentemente de tipo poliglicólico.

- 30 Otras características de la invención aparecerán en la descripción que sigue de un ejemplo de realización dado a título ilustrativo y no limitativo.

Anexos. Patente

ES 2 540 597 B1

Breve descripción de los dibujos

Con el objeto de facilitar la comprensión de dicha descripción, se adjunta una hoja de dibujos en la que:

La figura 1 ilustra una vista en planta, en la que se esquematiza el citado ejemplo de la malla quirúrgica que se preconiza.

Y la figura 2 corresponde a un detalle aumentado de la zona central de la anterior figura 1.

Descripción detallada de la invención

Así pues, según lo ilustrado en dichas figuras se aprecia una malla 2 de contorno circular formada por un tejido de punto constituido por filamentos de un material biológicamente compatible, en particular de un material polimérico biocompatible, irreabsorbible que ha sido seleccionado del grupo de las poliolefinas y es preferentemente polipropileno.

La citada malla 2 presenta un núcleo central de sujeción o soporte que en este ejemplo es anular si bien podría tener otras estructuras en función de la metodología de obtención, del que se van alejando una serie de anillos 4 concéntricos entre sí, distinguiéndose el citado anillo central o núcleo interior 4c y un anillo exterior 4e.

Dichos anillos concéntricos 4, 4c, 4e tejidos a modo de tejido de ganchillo definen unas aberturas 6 a modo de corona circular concéntricas entre sí.

Los citados anillos concéntricos 4, 4c, 4e están unidos entre sí mediante filamentos radiales 8 en general regularmente repartidos, dando al conjunto una estructura simétrica y proporcionando una serie de aberturas o poros de la malla.

Cada uno de dichos anillos 4c, 4, 4e integra un alma anular sobre la que se extienden uno o más arrollamientos de los filamentos radiales de conexión. Igualmente los citados filamentos radiales comprenden en general dos o más tramos de filamento entrelazado a los anillos contiguos.

Hay que señalar que, en un principio, tales coronas circulares son equidistantes entre sí, o sea que están separadas entre sí con unas distancias iguales "d", aunque también podrían presentar diferentes distancias entre sí, dando lugar a unas aberturas circulares 6 de distinta anchura.

ES 2 540 597 B1

Asimismo, cabe citar que, tanto el anillo interior o estructura de núcleo 4c de la malla 2 como el anillo exterior 4e de la misma son de mayor grosor que los restantes anillos 4 a efectos de garantizar una adecuada resistencia a la estructura.

- 5 Opcionalmente habrán líneas radiales de dos filamentos 8p más próximos entre sí que los filamentos contiguos 8, y dichas líneas radiales de filamentos 8p estarán dispuestas según unas angularidades iguales α o distintas.

- 10 Tal como se ha indicado y según el presente ejemplo de realización los citados filamentos 8, 8p al igual que los anillos 4, 4c, 4e están constituidos en un material polimérico biocompatible, irreabsorbible seleccionado del grupo de las poliolefinas y que es preferentemente polipropileno.

Según la citada realización se ha previsto que el citado material polimérico biocompatible, irreabsorbible, esté combinado con filamentos de material polimérico reabsorbible especialmente indicado para aplicaciones quirúrgicas, seleccionado de entre los poliésteres alifáticos y preferentemente de tipo poliglicólico.

- 15 En función del tipo de hernia o de las características del paciente a tratar se ha previsto que la malla pueda tener un tamaño de sus poros variables y a tal efecto en su construcción los distintos anillos pueden estar equidistanciados o no y la red de filamentos radiales también puede presentarse equidistanciada o no y pudiendo presentar una determinada distribución de las distancias inter-filamentos prefijada según las exigencias de la hernia a reparar.
- 20 Un experto en la materia podría introducir cambios y modificaciones en el ejemplo de realización descrito, sin apartarse del alcance de la invención, según queda definido en las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

- 1.- Malla quirúrgica sintética, implantable para la reparación de defectos herniarios de la pared abdominal de un paciente realizada mediante filamentos tejidos de un material biológicamente compatible, caracterizado por que
- 5 • dichos filamentos están tejidos formando un tejido de técnica de croché, con un núcleo central de sujeción del cuerpo de la malla y una pluralidad de anillos concéntricos que parten de dicho núcleo central, alrededor del mismo, delimitando unas aberturas en corona circular concéntricas; y
- 10 • dichos anillos están unidos entre sí mediante unos filamentos radiales de conexión, distanciados, que se extienden sobre cada una de las aberturas anulares proporcionando en conjunto una estructura simétrica.
- 2.- Malla quirúrgica sintética, según la anterior reivindicación caracterizada por que el citado filamento está realizado en un material polimérico biocompatible, irreabsorbible.
- 3.- Malla quirúrgica sintética según la anterior reivindicación caracterizada por que dicho material polimérico biocompatible, irreabsorbible está seleccionado del grupo de las poliolefinas y es preferentemente polipropileno.
- 15 4.- Malla quirúrgica sintética según la reivindicación 2 o 3, caracterizado porque dicho material polimérico biocompatible irreabsorbible está combinado con filamentos de material polimérico reabsorbible seleccionado de entre los poliésteres alifáticos y preferentemente de tipo poliglicólico.
- 20 5.- Malla quirúrgica sintética según la reivindicación 1 caracterizada por que cada uno de los anillos concéntricos integra al menos un alma anular sobre la que se forma uno o más arrollamientos de los citados filamentos radiales de conexión.
- 6.- Malla quirúrgica sintética según la reivindicación 1, caracterizada por que dichos filamentos radiales comprenden dos o más tramos de filamento entrelazado a los anillos adyacentes.
- 25 7.- Malla quirúrgica sintética según la reivindicación 1, caracterizada porque los distintos anillos concéntricos están equidistanciados.
- 8.- Malla quirúrgica sintética según la reivindicación 1, caracterizada porque los distintos anillos concéntricos están distribuidos con al menos dos diferentes distancias entre anillos adyacentes.
- 30

Anexos. Patente

ES 2 540 597 B1

9.- Malla quirúrgica sintética según la reivindicación 7 u 8 caracterizada porque dichos filamentos radiales están regularmente distanciados.

10.- Malla quirúrgica sintética según la reivindicación 7 u 8 caracterizada porque dichos filamentos radiales no están regularmente distanciados.

5

7

ES 2 540 597 B1

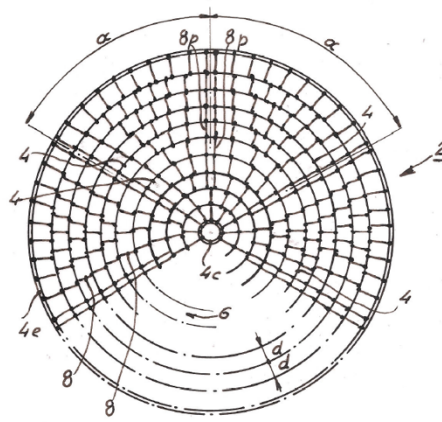


FIG. 1

ES 2 540 597 B1

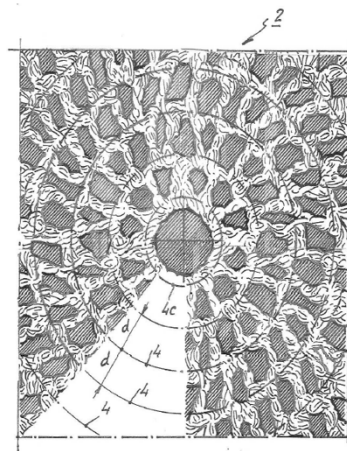


FIG. 2

Referencias académicas. Impacto científico de nuestro trabajo

Rodríguez Canovas MA, Carrascal Morillo T (dir). Estudio de un biomaterial (malla de polipropileno) para curación de hernias (proyecto fin de carrera). Proyecto fin de carrera. Escuela de Ingeniería Industrial de la Universidad Nacional de Educación a Distancia; 2008. Calificación Sobresaliente (10 puntos).

Carrascal-Morillo MT, Antonio Alonso-López A, Castell Gómez JT. Implementación de un modelo de material para biomallas. En 13º Congreso Iberoamericano de ingeniería mecánica, La Plata 14-14 Nov 2013.

Carrascal-Morillo MT, Antonio Alonso-López A, Castell Gómez JT. Modelización de las mallas quirúrgicas y de la pared abdominal mediante modelos de materiales no lineales. En: 8º Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica, Cuzco 23-25 Octubre 2007.

Carrascal-Morillo MT, Castell Gómez JT, Antonio Alonso-López A, Rodríguez Canovas MA. Ensayos mecánicos realizados para conocer las propiedades mecánicas de las mallas quirúrgicas. En 8º Congreso Iberoamericano de ingeniería mecánica, Cuzco 23-25 Octubre 2007.

Castell Gómez JT, Carrascal Morillo MT, Alonso López A, del Castillo F, Mateo A. Estudio mecánico in vitro de mallas quirúrgicas y desarrollo de un simulador mediante análisis de elemento finitos. En XXVII Reunión Nacional de Cirugía, Las Palmas de Gran Canaria, 21-24 Oct 2009.

Castell Gómez JT, Carrascal-Morillo MT, Antonio Alonso-López A, García C, Alvarez E, Díaz Domínguez J. Prototipo de malla quirúrgica para la optimización mecánica de la interfase malla-tejido. Simulación mediante elementos finitos de hernia abdominal. En: XXXI Congreso Nacional de Cirugía, Madrid 7-10 Nov 2016.

Castell Gómez JT. Ponencia Historia de éxitos y fracasos. Curso SCMITTEC (Hackathon de cirugía). En: XXXI Congreso Nacional de Cirugía, Madrid 7-10 Nov 2016.

Tablas de los resultados del test tensiométrico uniaxial

Tabla 1 apéndice. Spider (direcciones 1 y 2 de estudio)

| Carga lim elástico 1 | Carga lim elástico 2 | Rigidez 1 | Rigidez 2 | Anisotropía |
|----------------------|----------------------|-----------|-----------|-------------|
| 0,361 | 0,361 | 0,057 | 0,057 | 1,00906 |
| 0,451 | 0,45 | 0,057 | 0,057 | 1,001 |
| 0,36 | 0,36 | 0,055 | 0,056 | 1,01 |
| 0,362 | 0,362 | 0,057 | 0,057 | 1,0092 |
| 0,361 | 0,361 | 0,057 | 0,057 | 1,092 |
| 0,361 | 0,361 | 0,053 | 0,057 | 1,009 |
| 0,362 | 0,362 | 0,057 | 0,057 | 1,0092 |
| 0,361 | 0,361 | 0,052 | 0,054 | 1,0091 |
| 0,361 | 0,361 | 0,057 | 0,057 | 1,0091 |

Tabla 2 apéndice. Ultrapro (direcciones 1 y 2 de estudio)

| Carga rotura max 1 | Carga rotura max 2 | Carga lim elástico 1 | Carga lim elástico 2 | |
|--------------------|--------------------|----------------------|----------------------|-------------|
| 84,71 | 76 | 39,21 | 3,03 | |
| 84,73 | 76,1 | 39,19 | 3,02 | |
| 84,71 | 76,3 | 39 | 2,98 | |
| 84,75 | 76,3 | 39,01 | 3 | |
| 84,74 | 76,1 | 39 | 2,99 | |
| 84,71 | 76 | 39,03 | 3,04 | |
| 84,73 | 76,2 | 39 | 3,01 | |
| 84,71 | 76,2 | 39,03 | 3 | |
| 84,75 | 76 | 39,1 | 3,02 | |
| 84,7 | 76 | 39 | 3 | |
| | | | | |
| Rigidez 1 | Rigidez 2 | Energia 1 | Energia 2 | Anisotropía |
| 4,22 | 0,41 | 1,054 | 0,106 | 4,2909 |
| 4,23 | 0,4 | 1,09 | 0,105 | 4,291 |
| 4,26 | 0,42 | 1,06 | 0,109 | 4,2907 |
| 4,2 | 0,41 | 1,07 | 0,107 | 4,291 |
| 4,24 | 0,43 | 1,058 | 0,106 | 4,28 |
| 4,23 | 0,43 | 1,049 | 0,106 | 4,289 |
| 4,22 | 0,4 | 1,068 | 0,15 | 4,29 |
| 4,23 | 0,41 | 1,07 | 0,12 | 4,3 |
| 4,21 | 0,43 | 1,09 | 0,19 | 4,291 |
| 4,23 | 0,41 | 1,034 | 0,102 | 4,2907 |

Anexos. Tablas de resultados

Tabla 3 apéndice Duramesh (direcciones 1 y 2 de estudio)

| Carga rotura max 1 | Carga rotura max 2 | Carga lim elástico 1 | Carga lim elástico 2 | |
|--------------------|--------------------|----------------------|----------------------|-------------|
| 141,31 | 77,34 | 35 | 42,1 | |
| 141,33 | 77,31 | 35,3 | 42 | |
| 141,32 | 77,32 | 35 | 42,2 | |
| 141,29 | 77,3 | 35,3 | 42 | |
| 141,36 | 77,35 | 35,2 | 42,1 | |
| 141,38 | 77,29 | 35 | 42,3 | |
| 141,33 | 77,37 | 35,4 | 42 | |
| 141,38 | 77,36 | 35,3 | 42,4 | |
| 141,39 | 77,31 | 35 | 42,2 | |
| 141,32 | 77,34 | 35,1 | 42 | |
| | | | | |
| Rigidez 1 | Rigidez 2 | Energia 1 | Energia 2 | Anisotropia |
| 2,58 | 1,53 | 2,002 | 2,85 | 1,898 |
| 2,55 | 1,52 | 2,003 | 2,87 | 1,892 |
| 2,5 | 1,57 | 2,004 | 2,85 | 1,9 |
| 2,6 | 1,53 | 2,002 | 2,86 | 1,892 |
| 2,59 | 1,5 | 2,007 | 2,87 | 1,898 |
| 2,61 | 1,56 | 2,001 | 2,85 | 1,895 |
| 2,58 | 1,58 | 2 | 2,84 | 1,895 |
| 2,54 | 1,6 | 2,004 | 2,84 | 1,898 |
| 2,51 | 1,49 | 2,0008 | 2,81 | 1,898 |
| 2,58 | 1,53 | 2,09 | 2,82 | 1,898 |

Tabla 4 apéndice Repol Angimesh (direcciones 1 y 2 de estudio)

| Carga rotura max 1 | Carga rotura max 2 | Carga lim elástico 1 | Carga lim elástico 2 | |
|--------------------|--------------------|----------------------|----------------------|-------------|
| 120,37 | 80,9 | 43 | 21 | |
| 120,35 | 80,86 | 43,1 | 21,1 | |
| 120,38 | 80,87 | 43,2 | 21,1 | |
| 120,4 | 80,86 | 43 | 21,4 | |
| 120,39 | 80,85 | 43,1 | 21,1 | |
| 120,31 | 80,91 | 43,1 | 21 | |
| 120,31 | 80,8 | 43,4 | 21,5 | |
| 120,35 | 80,8 | 43,3 | 21,2 | |
| 120,37 | 80,85 | 43 | 21 | |
| 120,37 | 80,86 | 43,2 | 21 | |
| | | | | |
| Rigidez 1 | Rigidez 2 | Energia 1 | Energia 2 | Anisotropia |
| 2,03 | 1,81 | 3,49 | 1,329 | 1,6156 |
| 2 | 1,8 | 3,49 | 1,328 | 1,6155 |
| 2,01 | 1,83 | 3,5 | 1,329 | 1,62 |
| 2,02 | 1,85 | 3,42 | 1,321 | 1,617 |
| 2,03 | 1,81 | 3,47 | 1,327 | 1,62 |
| 2,03 | 1,81 | 3,48 | 1,328 | 1,67 |
| 2,04 | 1,85 | 3,49 | 1,329 | 1,6456 |
| 2,04 | 1,8 | 3,46 | 1,328 | 1,59 |
| 2 | 1,85 | 3,5 | 1,325 | 1,593 |
| 2,03 | 1,81 | 3,48 | 1,328 | 1,62 |

Tabla 5 apéndice Goretex (direcciones 1 y 2 de estudio)

| Carga rotura max 1 | Carga rotura max 2 | Carga lim elástico 1 | Carga lim elástico 2 | |
|--------------------|--------------------|----------------------|----------------------|-------------|
| 67,86 | 54,1 | 35,33 | 27,9 | |
| 67,8 | 54,71 | 35,31 | 27,89 | |
| 67,83 | 54,72 | 35,33 | 27,85 | |
| 67,9 | 54,69 | 35,32 | 27,85 | |
| 67,86 | 54,72 | 35,31 | 27,89 | |
| 67,85 | 54,7 | 35,33 | 27,83 | |
| 67,8 | 54,71 | 35,31 | 27,82 | |
| 67,85 | 54,71 | 35,31 | 27,89 | |
| 67,85 | 54,7 | 35,35 | 27,9 | |
| 67,86 | 54,73 | 35,36 | 27,89 | |
| | | | | |
| Rigidez 1 | Rigidez 1 | Energia 1 | Energia 2 | Anisotropia |
| 7,87 | 7,61 | 2,525 | 1,183 | 1,3697 |
| 7,88 | 7,6 | 2,53 | 1,189 | 1,37 |
| 7,87 | 7,59 | 2,526 | 1,145 | 1,368 |
| 7,88 | 7,63 | 2,54 | 1,167 | 1,398 |
| 7,9 | 7,63 | 2,523 | 1,168 | 1,4 |
| 7,85 | 7,61 | 2,54 | 1,18 | 1,378 |
| 7,87 | 7,61 | 2,57 | 1,19 | 1,356 |
| 7,85 | 7,65 | 2,58 | 1,187 | 1,389 |
| 7,87 | 7,66 | 2,52 | 1,156 | 1,376 |
| 7,83 | 7,61 | 2,527 | 1,189 | 1,369 |

Tablas de los resultados cuantitativos de la simulación.

Leyenda de las tablas:

Dir 1 y dir 2: Direcciones de estudio 1 y 2

U: Desplazamientos (tipos U1, U2, U3)

LE_ext: Deformación (cara externa)

LE_int: Deformación (cara interna)

VM_ext: Tensión VM cara externa

VM_int: Tensión VM cara interna

Abdomen sano

Tabla 6, apéndice. Abdomen sano. Direcciones 1 y 2: Desplazamientos y Tensión VM

| disp | dir1 | | | | | dir2 | | | | |
|-------|------|------|------|-------------|--------|------|------|------|-------------|--------|
| | U | U1 | U3 | Deformación | VM | U | U2 | U3 | Deformación | VM |
| 0,00 | 4,37 | 0,00 | 4,37 | -0,11 | 316,11 | 4,37 | 0,00 | 4,37 | -0,11 | 316,11 |
| 0,40 | 4,36 | 0,03 | 4,36 | -0,11 | 315,91 | 4,36 | 0,03 | 4,36 | -0,11 | 315,90 |
| 0,79 | 4,35 | 0,06 | 4,35 | -0,11 | 315,90 | 4,35 | 0,06 | 4,35 | -0,11 | 315,78 |
| 1,19 | 4,34 | 0,09 | 4,34 | -0,11 | 315,56 | 4,34 | 0,09 | 4,34 | -0,11 | 315,49 |
| 1,59 | 4,31 | 0,12 | 4,31 | -0,11 | 315,34 | 4,31 | 0,12 | 4,31 | -0,11 | 315,17 |
| 1,99 | 4,28 | 0,15 | 4,28 | -0,11 | 314,86 | 4,28 | 0,15 | 4,28 | -0,11 | 314,83 |
| 2,38 | 4,25 | 0,18 | 4,24 | -0,10 | 314,42 | 4,25 | 0,18 | 4,24 | -0,10 | 314,31 |
| 2,78 | 4,21 | 0,21 | 4,20 | -0,10 | 313,76 | 4,21 | 0,21 | 4,20 | -0,10 | 313,75 |
| 3,18 | 4,16 | 0,24 | 4,15 | -0,10 | 313,08 | 4,16 | 0,24 | 4,15 | -0,10 | 313,01 |
| 3,58 | 4,10 | 0,27 | 4,09 | -0,10 | 312,22 | 4,10 | 0,27 | 4,09 | -0,10 | 312,20 |
| 3,97 | 4,04 | 0,30 | 4,03 | -0,10 | 311,25 | 4,04 | 0,30 | 4,03 | -0,10 | 311,22 |
| 4,37 | 3,97 | 0,32 | 3,96 | -0,10 | 310,15 | 3,97 | 0,32 | 3,96 | -0,10 | 310,04 |
| 4,77 | 3,90 | 0,35 | 3,88 | -0,10 | 308,84 | 3,90 | 0,35 | 3,88 | -0,10 | 308,83 |
| 5,17 | 3,81 | 0,37 | 3,80 | -0,10 | 307,43 | 3,81 | 0,37 | 3,80 | -0,10 | 307,30 |
| 5,56 | 3,72 | 0,39 | 3,70 | -0,10 | 305,66 | 3,72 | 0,39 | 3,70 | -0,10 | 305,77 |
| 5,96 | 3,63 | 0,41 | 3,60 | -0,10 | 303,87 | 3,63 | 0,41 | 3,60 | -0,10 | 303,65 |
| 6,36 | 3,52 | 0,43 | 3,50 | -0,10 | 301,48 | 3,52 | 0,43 | 3,50 | -0,10 | 301,34 |
| 6,76 | 3,41 | 0,45 | 3,39 | -0,10 | 299,12 | 3,41 | 0,45 | 3,39 | -0,10 | 298,84 |
| 7,15 | 3,30 | 0,46 | 3,27 | -0,10 | 295,79 | 3,30 | 0,46 | 3,26 | -0,10 | 295,66 |
| 7,55 | 3,17 | 0,47 | 3,14 | -0,10 | 292,56 | 3,17 | 0,47 | 3,14 | -0,10 | 292,16 |
| 7,95 | 3,04 | 0,48 | 3,00 | -0,09 | 287,95 | 3,04 | 0,48 | 3,00 | -0,09 | 288,23 |
| 8,35 | 2,91 | 0,49 | 2,86 | -0,09 | 283,47 | 2,91 | 0,49 | 2,86 | -0,09 | 283,08 |
| 8,74 | 2,76 | 0,50 | 2,72 | -0,09 | 277,15 | 2,76 | 0,50 | 2,72 | -0,09 | 277,23 |
| 9,14 | 2,61 | 0,50 | 2,56 | -0,09 | 270,71 | 2,61 | 0,50 | 2,57 | -0,09 | 270,46 |
| 9,54 | 2,46 | 0,50 | 2,41 | -0,08 | 262,08 | 2,46 | 0,50 | 2,41 | -0,08 | 262,26 |
| 9,94 | 2,29 | 0,49 | 2,24 | -0,08 | 252,80 | 2,29 | 0,49 | 2,24 | -0,08 | 252,57 |
| 10,33 | 2,13 | 0,49 | 2,07 | -0,08 | 240,88 | 2,13 | 0,49 | 2,07 | -0,08 | 241,10 |
| 10,73 | 1,96 | 0,48 | 1,90 | -0,07 | 227,54 | 1,96 | 0,48 | 1,90 | -0,07 | 227,42 |
| 11,13 | 1,78 | 0,46 | 1,72 | -0,07 | 211,15 | 1,78 | 0,46 | 1,72 | -0,07 | 210,94 |
| 11,53 | 1,61 | 0,44 | 1,54 | -0,06 | 192,12 | 1,60 | 0,44 | 1,54 | -0,06 | 191,93 |
| 11,92 | 1,43 | 0,42 | 1,37 | -0,05 | 169,61 | 1,43 | 0,42 | 1,36 | -0,05 | 169,23 |
| 12,32 | 1,25 | 0,40 | 1,19 | -0,04 | 143,38 | 1,25 | 0,40 | 1,19 | -0,04 | 143,69 |
| 12,72 | 1,08 | 0,37 | 1,01 | -0,04 | 114,64 | 1,08 | 0,37 | 1,01 | -0,04 | 113,82 |
| 13,12 | 0,90 | 0,34 | 0,84 | 0,01 | 81,13 | 0,91 | 0,34 | 0,84 | 0,02 | 82,32 |
| 13,51 | 0,74 | 0,31 | 0,67 | 0,03 | 61,28 | 0,74 | 0,31 | 0,67 | 0,03 | 60,85 |
| 13,91 | 0,58 | 0,27 | 0,52 | -0,02 | 77,42 | 0,58 | 0,27 | 0,52 | -0,02 | 75,02 |
| 14,31 | 0,44 | 0,23 | 0,38 | -0,05 | 121,76 | 0,44 | 0,23 | 0,38 | -0,05 | 133,45 |
| 14,71 | 0,31 | 0,18 | 0,25 | -0,08 | 216,15 | 0,31 | 0,18 | 0,25 | -0,08 | 206,60 |
| 15,10 | 0,19 | 0,13 | 0,14 | -0,13 | 359,18 | 0,20 | 0,13 | 0,14 | -0,11 | 316,67 |
| 15,50 | 0,09 | 0,06 | 0,06 | -0,15 | 375,77 | 0,09 | 0,07 | 0,07 | -0,16 | 460,56 |

Anexos. Tablas de resultados

Tabla 7, apéndice. Abdomen sano. Interfaz teórica: Desplazamientos y Tensión VM

| degree (°) | U | U1 | U2 | U3 | U1_U2 | LE_ext | VM_ext_mesh |
|------------|------|-------|------|------|-------|--------|-------------|
| 0,00 | 3,85 | 0,36 | 0,00 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 307,99 |
| 5,80 | 3,85 | 0,36 | 0,04 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 307,87 |
| 11,61 | 3,85 | 0,35 | 0,07 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 307,86 |
| 17,41 | 3,85 | 0,34 | 0,11 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 307,95 |
| 23,22 | 3,85 | 0,33 | 0,14 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 308,09 |
| 29,02 | 3,85 | 0,31 | 0,17 | 3,84 | 0,36 | -0,10 | 308,04 |
| 34,82 | 3,85 | 0,29 | 0,21 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 307,90 |
| 40,63 | 3,85 | 0,27 | 0,23 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 307,90 |
| 46,43 | 3,85 | 0,25 | 0,26 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 308,01 |
| 52,24 | 3,85 | 0,22 | 0,28 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 307,86 |
| 58,04 | 3,85 | 0,19 | 0,30 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 308,11 |
| 63,84 | 3,85 | 0,16 | 0,32 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 307,85 |
| 69,65 | 3,85 | 0,12 | 0,34 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 307,95 |
| 75,45 | 3,85 | 0,09 | 0,35 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 308,03 |
| 81,26 | 3,85 | 0,05 | 0,35 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 307,98 |
| 87,06 | 3,85 | 0,02 | 0,36 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 307,98 |
| 92,86 | 3,85 | -0,02 | 0,36 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 307,90 |
| 98,67 | 3,85 | -0,05 | 0,35 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 307,89 |
| 104,47 | 3,85 | -0,09 | 0,35 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 307,91 |
| 110,28 | 3,85 | -0,12 | 0,34 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 307,93 |
| 116,08 | 3,85 | -0,16 | 0,32 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 307,95 |
| 121,88 | 3,85 | -0,19 | 0,30 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 308,01 |
| 127,69 | 3,85 | -0,22 | 0,28 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 308,05 |
| 133,49 | 3,85 | -0,25 | 0,26 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 307,93 |
| 139,30 | 3,85 | -0,27 | 0,23 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 307,96 |
| 145,10 | 3,85 | -0,29 | 0,21 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 307,96 |
| 150,90 | 3,85 | -0,31 | 0,17 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 307,96 |
| 156,71 | 3,85 | -0,33 | 0,14 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 308,06 |
| 162,51 | 3,85 | -0,34 | 0,11 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 307,91 |
| 168,32 | 3,85 | -0,35 | 0,07 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 307,87 |
| 174,12 | 3,85 | -0,36 | 0,04 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 307,90 |
| 179,92 | 3,85 | -0,36 | 0,00 | 3,83 | 0,36 | -0,10 | 307,97 |

Anexos. Tablas de resultados

Spider

Tabla 8, apéndice. Malla, direcciones 1 y 2: Desplazamientos y Tensión VM en cara externa e interna

| disp | dir1 | | | | | dir2 | | | | |
|------|------|------|------|--------|--------|------|------|------|--------|--------|
| | U | U1 | U3 | VM_ext | VM_int | U | U2 | U3 | VM_ext | VM_int |
| 0,00 | 4,39 | 0,00 | 4,39 | 324,96 | 324,96 | 4,39 | 0,00 | 4,39 | 324,96 | 324,96 |
| 0,25 | 4,39 | 0,05 | 4,39 | 324,96 | 324,96 | 4,39 | 0,05 | 4,39 | 324,96 | 324,96 |
| 0,50 | 4,39 | 0,11 | 4,39 | 324,96 | 324,96 | 4,39 | 0,11 | 4,39 | 324,96 | 324,96 |
| 0,75 | 4,39 | 0,16 | 4,39 | 324,96 | 324,96 | 4,39 | 0,16 | 4,39 | 324,96 | 324,96 |
| 1,00 | 4,39 | 0,22 | 4,39 | 324,96 | 324,96 | 4,39 | 0,22 | 4,39 | 324,96 | 324,96 |
| 1,25 | 4,39 | 0,27 | 4,39 | 324,96 | 324,96 | 4,39 | 0,27 | 4,39 | 324,96 | 324,96 |
| 1,50 | 4,40 | 0,33 | 4,39 | 324,96 | 324,96 | 4,40 | 0,33 | 4,39 | 324,96 | 324,96 |
| 1,75 | 4,40 | 0,38 | 4,39 | 324,96 | 324,96 | 4,40 | 0,38 | 4,39 | 324,96 | 324,96 |
| 2,00 | 4,41 | 0,43 | 4,39 | 324,97 | 324,96 | 4,41 | 0,43 | 4,39 | 324,96 | 324,96 |
| 2,25 | 4,41 | 0,49 | 4,39 | 324,96 | 324,96 | 4,41 | 0,49 | 4,39 | 324,97 | 324,96 |
| 2,50 | 4,42 | 0,54 | 4,39 | 324,94 | 324,98 | 4,42 | 0,55 | 4,39 | 324,97 | 324,96 |
| 2,75 | 4,43 | 0,60 | 4,39 | 324,97 | 324,95 | 4,43 | 0,59 | 4,39 | 324,97 | 324,96 |
| 3,00 | 4,43 | 0,65 | 4,39 | 325,04 | 324,87 | 4,43 | 0,65 | 4,39 | 324,97 | 324,96 |
| 3,25 | 4,44 | 0,71 | 4,39 | 324,91 | 325,03 | 4,44 | 0,71 | 4,39 | 325,09 | 324,83 |
| 3,50 | 4,45 | 0,76 | 4,39 | 324,65 | 325,33 | 4,45 | 0,76 | 4,39 | 324,72 | 325,21 |
| 3,75 | 4,46 | 0,82 | 4,39 | 325,22 | 324,61 | 4,46 | 0,82 | 4,39 | 324,92 | 325,00 |
| 4,00 | 4,47 | 0,87 | 4,39 | 326,13 | 323,49 | 4,47 | 0,87 | 4,39 | 326,30 | 323,62 |
| 4,25 | 4,48 | 0,92 | 4,39 | 323,66 | 326,48 | 4,48 | 0,92 | 4,39 | 323,67 | 326,20 |
| 4,50 | 4,49 | 0,98 | 4,39 | 320,28 | 330,13 | 4,49 | 0,98 | 4,39 | 319,74 | 330,64 |
| 4,75 | 4,51 | 1,03 | 4,39 | 331,37 | 317,57 | 4,51 | 1,03 | 4,39 | 331,54 | 317,19 |
| 5,00 | 4,52 | 1,09 | 4,38 | 355,43 | 317,82 | 4,52 | 1,09 | 4,38 | 356,35 | 317,04 |

Tabla 9, apéndice. IMT 0-180°: Desplazamientos, deformación y Tensión VM en cara externa e interna

| degree (°) | U | U1 | U2 | U3 | U1_U2 | LE_ext | LE_int | VM_ext_mesh | VM_int_mesh | VM_ext_abd | VM_int_abd | LE_ext_abd | LE_int_abd |
|------------|------|-------|------|------|-------|--------|--------|-------------|-------------|------------|------------|------------|------------|
| 0,00 | 4,52 | 1,09 | 0,00 | 4,38 | 1,09 | 0,21 | 0,20 | 355,43 | 317,82 | 575,01 | 594,93 | 0,21 | 0,20 |
| 5,80 | 4,52 | 1,08 | 0,11 | 4,38 | 1,09 | 0,20 | 0,20 | 357,31 | 318,22 | 546,81 | 583,07 | 0,20 | 0,20 |
| 11,61 | 4,52 | 1,07 | 0,22 | 4,38 | 1,09 | 0,20 | 0,20 | 356,65 | 317,80 | 541,40 | 578,64 | 0,20 | 0,20 |
| 17,41 | 4,52 | 1,04 | 0,33 | 4,38 | 1,09 | 0,20 | 0,20 | 357,53 | 316,98 | 541,79 | 578,34 | 0,20 | 0,20 |
| 23,22 | 4,52 | 1,00 | 0,43 | 4,38 | 1,09 | 0,20 | 0,20 | 358,41 | 316,93 | 542,07 | 578,07 | 0,20 | 0,20 |
| 29,02 | 4,52 | 0,95 | 0,53 | 4,38 | 1,09 | 0,20 | 0,20 | 358,59 | 317,19 | 542,41 | 578,04 | 0,20 | 0,20 |
| 34,82 | 4,52 | 0,89 | 0,62 | 4,38 | 1,09 | 0,20 | 0,20 | 357,97 | 317,33 | 541,83 | 578,43 | 0,20 | 0,20 |
| 40,63 | 4,52 | 0,83 | 0,71 | 4,38 | 1,09 | 0,20 | 0,20 | 357,59 | 317,33 | 541,70 | 578,52 | 0,20 | 0,20 |
| 46,43 | 4,52 | 0,75 | 0,79 | 4,38 | 1,09 | 0,20 | 0,20 | 357,08 | 317,27 | 541,44 | 578,53 | 0,20 | 0,20 |
| 52,24 | 4,52 | 0,67 | 0,86 | 4,38 | 1,09 | 0,20 | 0,20 | 356,98 | 317,29 | 541,52 | 578,53 | 0,20 | 0,20 |
| 58,04 | 4,52 | 0,58 | 0,92 | 4,38 | 1,09 | 0,20 | 0,20 | 356,88 | 317,41 | 541,39 | 578,48 | 0,20 | 0,20 |
| 63,84 | 4,52 | 0,48 | 0,98 | 4,38 | 1,09 | 0,20 | 0,20 | 356,58 | 317,39 | 541,33 | 578,58 | 0,20 | 0,20 |
| 69,65 | 4,52 | 0,38 | 1,02 | 4,38 | 1,09 | 0,20 | 0,20 | 356,36 | 317,18 | 541,36 | 578,93 | 0,20 | 0,20 |
| 75,45 | 4,52 | 0,27 | 1,05 | 4,38 | 1,09 | 0,20 | 0,20 | 356,24 | 317,34 | 541,36 | 578,89 | 0,20 | 0,20 |
| 81,26 | 4,52 | 0,16 | 1,08 | 4,38 | 1,09 | 0,21 | 0,20 | 356,44 | 317,34 | 541,13 | 578,67 | 0,20 | 0,20 |
| 87,06 | 4,52 | 0,06 | 1,09 | 4,38 | 1,09 | 0,21 | 0,20 | 356,73 | 317,56 | 541,14 | 578,40 | 0,20 | 0,20 |
| 92,86 | 4,52 | -0,06 | 1,09 | 4,38 | 1,09 | 0,21 | 0,20 | 356,86 | 316,97 | 541,26 | 578,55 | 0,20 | 0,20 |
| 98,67 | 4,52 | -0,16 | 1,08 | 4,38 | 1,09 | 0,20 | 0,20 | 356,73 | 317,03 | 541,26 | 578,57 | 0,20 | 0,20 |
| 104,47 | 4,52 | -0,27 | 1,05 | 4,38 | 1,09 | 0,20 | 0,20 | 356,72 | 317,23 | 541,59 | 578,75 | 0,20 | 0,20 |
| 110,28 | 4,52 | -0,38 | 1,02 | 4,38 | 1,09 | 0,21 | 0,20 | 357,07 | 317,28 | 541,75 | 578,72 | 0,20 | 0,20 |
| 116,08 | 4,52 | -0,48 | 0,98 | 4,38 | 1,09 | 0,21 | 0,20 | 357,47 | 317,14 | 541,79 | 578,35 | 0,20 | 0,20 |
| 121,88 | 4,52 | -0,58 | 0,92 | 4,38 | 1,09 | 0,21 | 0,20 | 357,51 | 317,13 | 541,72 | 578,33 | 0,20 | 0,20 |
| 127,69 | 4,52 | -0,67 | 0,86 | 4,38 | 1,09 | 0,21 | 0,20 | 357,53 | 317,13 | 541,83 | 578,35 | 0,20 | 0,20 |
| 133,49 | 4,52 | -0,75 | 0,79 | 4,38 | 1,09 | 0,20 | 0,20 | 357,57 | 317,28 | 541,77 | 578,33 | 0,20 | 0,20 |
| 139,30 | 4,52 | -0,83 | 0,71 | 4,38 | 1,09 | 0,20 | 0,20 | 357,40 | 317,55 | 541,74 | 578,51 | 0,20 | 0,20 |
| 145,10 | 4,52 | -0,89 | 0,62 | 4,38 | 1,09 | 0,20 | 0,20 | 356,98 | 317,45 | 541,32 | 578,86 | 0,20 | 0,20 |
| 150,90 | 4,52 | -0,95 | 0,53 | 4,38 | 1,09 | 0,20 | 0,20 | 356,83 | 317,45 | 541,36 | 578,61 | 0,20 | 0,20 |
| 156,71 | 4,52 | -1,00 | 0,43 | 4,38 | 1,09 | 0,20 | 0,20 | 356,14 | 317,37 | 540,89 | 578,75 | 0,20 | 0,20 |
| 162,51 | 4,52 | -1,04 | 0,33 | 4,38 | 1,09 | 0,20 | 0,20 | 355,68 | 317,37 | 540,83 | 578,92 | 0,20 | 0,20 |
| 168,32 | 4,52 | -1,07 | 0,22 | 4,38 | 1,09 | 0,20 | 0,20 | 355,62 | 318,27 | 540,77 | 578,94 | 0,20 | 0,20 |
| 174,12 | 4,52 | -1,08 | 0,11 | 4,38 | 1,09 | 0,20 | 0,20 | 356,83 | 318,27 | 546,52 | 583,19 | 0,20 | 0,20 |
| 179,92 | 4,52 | -1,09 | 0,00 | 4,38 | 1,09 | 0,21 | 0,20 | 355,38 | 317,77 | 575,07 | 594,91 | 0,21 | 0,20 |

Anexos. Tablas de resultados

Tabla 10, apéndice. IMT radial: Desplazamientos y Tensión VM en cara externa e interna

| disp | dir1 | | | | | dir2 | | | | |
|-------|--------|--------|------|------|------|--------|--------|------|------|------|
| | VM_ext | VM_int | U | U1 | U3 | VM_ext | VM_int | U | U2 | U3 |
| 5,00 | 575,01 | 594,93 | 4,52 | 1,09 | 4,38 | 540,62 | 578,11 | 4,52 | 1,09 | 4,38 |
| 5,55 | 479,51 | 473,84 | 4,33 | 1,04 | 4,21 | 487,13 | 477,22 | 4,33 | 1,04 | 4,21 |
| 6,09 | 421,18 | 414,40 | 4,14 | 0,99 | 4,02 | 418,90 | 413,13 | 4,14 | 0,99 | 4,02 |
| 6,64 | 370,38 | 367,25 | 3,95 | 0,94 | 3,84 | 370,41 | 367,07 | 3,95 | 0,94 | 3,84 |
| 7,18 | 337,52 | 334,00 | 3,75 | 0,91 | 3,64 | 337,19 | 333,72 | 3,75 | 0,91 | 3,64 |
| 7,72 | 313,28 | 309,74 | 3,54 | 0,88 | 3,44 | 313,09 | 309,55 | 3,54 | 0,88 | 3,44 |
| 8,27 | 294,82 | 291,08 | 3,33 | 0,85 | 3,22 | 294,65 | 290,91 | 3,33 | 0,85 | 3,22 |
| 8,81 | 279,24 | 275,30 | 3,10 | 0,82 | 2,99 | 279,10 | 275,16 | 3,10 | 0,82 | 2,99 |
| 9,36 | 264,53 | 260,38 | 2,86 | 0,78 | 2,76 | 264,40 | 260,24 | 2,86 | 0,78 | 2,76 |
| 9,90 | 249,07 | 244,68 | 2,62 | 0,75 | 2,51 | 248,94 | 244,54 | 2,62 | 0,75 | 2,51 |
| 10,45 | 231,52 | 226,85 | 2,36 | 0,71 | 2,25 | 231,35 | 226,69 | 2,36 | 0,71 | 2,25 |
| 10,99 | 209,86 | 205,49 | 2,09 | 0,66 | 1,98 | 209,66 | 205,30 | 2,09 | 0,66 | 1,98 |
| 11,54 | 183,50 | 179,58 | 1,82 | 0,61 | 1,71 | 183,26 | 179,36 | 1,82 | 0,61 | 1,71 |
| 12,08 | 151,71 | 148,43 | 1,54 | 0,56 | 1,44 | 151,44 | 148,17 | 1,54 | 0,56 | 1,44 |
| 12,63 | 115,71 | 113,23 | 1,26 | 0,49 | 1,16 | 115,43 | 112,95 | 1,26 | 0,49 | 1,16 |
| 13,18 | 86,11 | 83,87 | 1,00 | 0,43 | 0,90 | 85,98 | 83,70 | 1,00 | 0,43 | 0,90 |
| 13,72 | 98,11 | 94,57 | 0,74 | 0,35 | 0,65 | 98,39 | 94,76 | 0,74 | 0,35 | 0,65 |
| 14,27 | 172,19 | 165,03 | 0,51 | 0,28 | 0,43 | 172,82 | 165,57 | 0,51 | 0,28 | 0,43 |
| 14,81 | 284,42 | 265,62 | 0,31 | 0,20 | 0,24 | 285,45 | 266,38 | 0,31 | 0,20 | 0,24 |
| 15,36 | 503,09 | 489,40 | 0,14 | 0,11 | 0,10 | 505,24 | 491,83 | 0,14 | 0,11 | 0,10 |
| 15,90 | 663,67 | 483,34 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 663,44 | 483,13 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |

Anexos. Tablas de resultados

Ultrapro®

Tabla 11, apéndice. Malla, direcciones 1 y 2: Desplazamientos y Tensión VM en cara externa e interna

| disp | Ultra dir1 | | | | | Ultra dir2 | | | | |
|------|------------|------|------|---------|---------|------------|------|------|---------|---------|
| | U | U1 | U3 | VM_ext | VM_int | U | U2 | U3 | VM_ext | VM_int |
| 0,00 | 4,26 | 0,00 | 4,26 | 1153,80 | 1153,73 | 4,26 | 0,00 | 4,26 | 1153,80 | 1153,73 |
| 0,25 | 4,27 | 0,04 | 4,26 | 1153,68 | 1153,60 | 4,27 | 0,05 | 4,26 | 1153,95 | 1153,88 |
| 0,50 | 4,27 | 0,09 | 4,26 | 1153,85 | 1153,78 | 4,27 | 0,11 | 4,27 | 1154,74 | 1154,66 |
| 0,75 | 4,27 | 0,13 | 4,26 | 1153,81 | 1153,73 | 4,27 | 0,16 | 4,27 | 1155,95 | 1155,87 |
| 1,00 | 4,27 | 0,18 | 4,26 | 1154,00 | 1153,92 | 4,27 | 0,22 | 4,27 | 1157,68 | 1157,60 |
| 1,25 | 4,27 | 0,22 | 4,26 | 1154,03 | 1153,95 | 4,28 | 0,27 | 4,27 | 1159,95 | 1159,88 |
| 1,50 | 4,27 | 0,27 | 4,26 | 1154,23 | 1154,16 | 4,28 | 0,33 | 4,27 | 1162,67 | 1162,59 |
| 1,75 | 4,27 | 0,31 | 4,26 | 1154,34 | 1154,27 | 4,29 | 0,38 | 4,27 | 1166,03 | 1165,96 |
| 2,00 | 4,28 | 0,36 | 4,26 | 1154,58 | 1154,47 | 4,30 | 0,44 | 4,28 | 1169,80 | 1169,72 |
| 2,25 | 4,28 | 0,40 | 4,26 | 1154,73 | 1154,66 | 4,31 | 0,49 | 4,28 | 1174,27 | 1174,18 |
| 2,50 | 4,28 | 0,45 | 4,26 | 1154,91 | 1155,00 | 4,32 | 0,55 | 4,28 | 1179,38 | 1179,28 |
| 2,75 | 4,29 | 0,49 | 4,26 | 1155,35 | 1155,20 | 4,32 | 0,59 | 4,28 | 1184,29 | 1184,20 |
| 3,00 | 4,29 | 0,53 | 4,26 | 1155,90 | 1155,13 | 4,34 | 0,65 | 4,29 | 1190,38 | 1190,30 |
| 3,25 | 4,30 | 0,58 | 4,26 | 1155,21 | 1155,80 | 4,35 | 0,70 | 4,29 | 1197,91 | 1197,42 |
| 3,50 | 4,30 | 0,62 | 4,26 | 1155,12 | 1157,83 | 4,36 | 0,76 | 4,30 | 1204,86 | 1205,58 |
| 3,75 | 4,31 | 0,67 | 4,26 | 1158,43 | 1157,22 | 4,38 | 0,81 | 4,30 | 1213,54 | 1213,45 |
| 4,00 | 3,00 | 0,71 | 4,25 | 1163,22 | 1150,87 | 4,39 | 0,86 | 4,31 | 1224,47 | 1221,19 |
| 4,25 | 4,32 | 0,76 | 4,25 | 1129,81 | 1170,91 | 4,41 | 0,91 | 4,31 | 1231,19 | 1232,46 |
| 4,50 | 4,33 | 0,80 | 4,25 | 1166,10 | 1169,06 | 4,42 | 0,96 | 4,32 | 1227,60 | 1259,19 |
| 4,75 | 4,33 | 0,85 | 4,25 | 1010,28 | 1353,70 | 4,44 | 1,01 | 4,32 | 1274,37 | 1234,46 |
| 5,00 | 4,34 | 0,89 | 4,25 | 918,38 | 1826,76 | 4,46 | 1,06 | 4,33 | 1299,82 | 1260,35 |

Tabla 12, apéndice. IMT 0-180°: Desplazamientos, deformación y Tensión VM en cara externa e interna

| degree (°) | U | U1 | U2 | U3 | U1_U2 | LE_ext | LE_int | VM_ext_mesh | VM_int_mesh | VM_ext_abd | VM_int_abd | LE_ext_abd | LE_int_abd |
|------------|------|-------|------|------|-------|--------|--------|-------------|-------------|------------|------------|------------|------------|
| 0,00 | 4,34 | 0,89 | 0,00 | 4,25 | 0,89 | -0,39 | -0,33 | 918,38 | 1826,76 | 714,92 | 614,17 | -0,27 | -0,02 |
| 5,80 | 4,34 | 0,89 | 0,10 | 4,25 | 0,89 | -0,39 | -0,33 | 926,82 | 1808,86 | 698,53 | 603,50 | -0,26 | -0,01 |
| 11,61 | 4,35 | 0,87 | 0,20 | 4,25 | 0,90 | -0,39 | -0,33 | 924,18 | 1806,88 | 694,30 | 601,09 | -0,26 | -0,01 |
| 17,41 | 4,35 | 0,85 | 0,30 | 4,26 | 0,90 | -0,38 | -0,32 | 922,40 | 1802,25 | 693,27 | 601,44 | -0,25 | -0,01 |
| 23,22 | 4,36 | 0,82 | 0,40 | 4,26 | 0,92 | -0,38 | -0,32 | 930,63 | 1797,52 | 690,35 | 601,02 | -0,24 | -0,01 |
| 29,02 | 4,37 | 0,79 | 0,50 | 4,27 | 0,93 | -0,36 | -0,31 | 947,29 | 1769,69 | 679,58 | 598,11 | -0,23 | 0,00 |
| 34,82 | 4,38 | 0,74 | 0,59 | 4,28 | 0,95 | -0,35 | -0,30 | 969,75 | 1728,73 | 669,13 | 595,54 | 0,23 | 0,20 |
| 40,63 | 4,39 | 0,69 | 0,67 | 4,28 | 0,96 | -0,34 | -0,29 | 1003,63 | 1682,55 | 656,64 | 589,41 | 0,23 | 0,19 |
| 46,43 | 4,40 | 0,63 | 0,75 | 4,29 | 0,98 | -0,32 | -0,28 | 1038,38 | 1625,20 | 638,34 | 581,71 | 0,22 | 0,19 |
| 52,24 | 4,41 | 0,56 | 0,82 | 4,30 | 1,00 | -0,30 | -0,27 | 1080,91 | 1567,03 | 620,38 | 573,15 | 0,22 | 0,19 |
| 58,04 | 4,42 | 0,49 | 0,89 | 4,31 | 1,01 | -0,29 | -0,25 | 1122,02 | 1503,41 | 592,87 | 561,54 | 0,21 | 0,19 |
| 63,84 | 4,43 | 0,41 | 0,95 | 4,31 | 1,03 | -0,27 | 0,00 | 1168,05 | 1438,16 | 567,05 | 549,53 | 0,20 | 0,19 |
| 69,65 | 4,44 | 0,32 | 0,99 | 4,32 | 1,04 | -0,25 | 0,22 | 1212,17 | 1378,03 | 541,59 | 537,22 | 0,19 | 0,18 |
| 75,45 | 4,45 | 0,23 | 1,03 | 4,32 | 1,05 | -0,23 | 0,20 | 1250,68 | 1324,89 | 522,75 | 525,60 | 0,19 | 0,18 |
| 81,26 | 4,46 | 0,14 | 1,05 | 4,33 | 1,06 | -0,22 | 0,19 | 1284,24 | 1286,06 | 504,65 | 516,99 | 0,18 | 0,18 |
| 87,06 | 4,46 | 0,05 | 1,06 | 4,33 | 1,06 | -0,21 | 0,18 | 1301,19 | 1264,89 | 495,42 | 512,77 | 0,18 | 0,18 |
| 92,86 | 4,46 | -0,05 | 1,06 | 4,33 | 1,06 | -0,21 | 0,18 | 1301,32 | 1264,78 | 495,50 | 512,90 | 0,18 | 0,18 |
| 98,67 | 4,46 | -0,14 | 1,05 | 4,33 | 1,06 | -0,22 | 0,19 | 1284,27 | 1286,10 | 504,70 | 516,97 | 0,18 | 0,18 |
| 104,47 | 4,45 | -0,23 | 1,03 | 4,32 | 1,05 | -0,23 | 0,20 | 1249,57 | 1326,28 | 522,91 | 525,59 | 0,19 | 0,18 |
| 110,28 | 4,44 | -0,32 | 0,99 | 4,32 | 1,04 | -0,25 | 0,22 | 1209,29 | 1381,69 | 541,97 | 537,26 | 0,19 | 0,18 |
| 116,08 | 4,43 | -0,41 | 0,95 | 4,31 | 1,03 | -0,27 | 0,24 | 1163,77 | 1444,35 | 567,57 | 549,59 | 0,20 | 0,19 |
| 121,88 | 4,42 | -0,49 | 0,89 | 4,31 | 1,01 | -0,29 | -0,25 | 1118,24 | 1509,73 | 593,30 | 561,59 | 0,21 | 0,19 |
| 127,69 | 4,41 | -0,56 | 0,82 | 4,30 | 1,00 | -0,30 | -0,27 | 1076,25 | 1574,14 | 620,78 | 573,17 | 0,22 | 0,19 |
| 133,49 | 4,40 | -0,63 | 0,75 | 4,29 | 0,98 | -0,32 | -0,28 | 1035,79 | 1630,33 | 638,58 | 581,65 | 0,22 | 0,19 |
| 139,30 | 4,39 | -0,69 | 0,67 | 4,28 | 0,96 | -0,34 | -0,29 | 1007,72 | 1676,52 | 656,43 | 589,35 | 0,23 | 0,19 |
| 145,10 | 4,38 | -0,74 | 0,59 | 4,28 | 0,95 | -0,35 | -0,30 | 981,26 | 1710,93 | 668,76 | 595,73 | 0,23 | 0,20 |
| 150,90 | 4,37 | -0,79 | 0,50 | 4,27 | 0,93 | -0,36 | -0,31 | 965,21 | 1739,67 | 678,02 | 598,01 | -0,23 | 0,00 |
| 156,71 | 4,36 | -0,82 | 0,40 | 4,26 | 0,92 | -0,37 | -0,32 | 950,87 | 1761,97 | 688,68 | 601,00 | -0,24 | -0,01 |
| 162,51 | 4,35 | -0,85 | 0,30 | 4,26 | 0,90 | -0,38 | -0,32 | 939,33 | 1772,63 | 691,91 | 601,45 | -0,25 | -0,01 |
| 168,32 | 4,35 | -0,87 | 0,20 | 4,25 | 0,90 | -0,38 | -0,33 | 934,13 | 1789,35 | 693,21 | 600,98 | -0,26 | -0,01 |
| 174,12 | 4,34 | -0,89 | 0,10 | 4,25 | 0,89 | -0,39 | -0,33 | 931,77 | 1800,32 | 698,03 | 603,44 | -0,26 | -0,01 |
| 179,92 | 4,34 | -0,89 | 0,00 | 4,25 | 0,89 | -0,39 | -0,33 | 918,64 | 1826,12 | 714,98 | 614,17 | -0,27 | -0,02 |

Anexos. Tablas de resultados

Tabla 13, apéndice. IMT radial: Desplazamientos y Tensión VM en cara externa e interna

| disp | dir1 | | | | | dir2 | | | | |
|-------|--------|--------|------|------|------|--------|--------|------|------|------|
| | VM_ext | VM_int | U | U1 | U3 | VM_ext | VM_int | U | U2 | U3 |
| 5,00 | 714,92 | 614,17 | 4,34 | 0,89 | 4,25 | 492,45 | 511,09 | 4,46 | 1,06 | 4,33 |
| 5,55 | 451,55 | 444,03 | 4,22 | 0,91 | 4,12 | 454,55 | 447,02 | 4,28 | 1,02 | 4,16 |
| 6,09 | 401,75 | 390,77 | 4,06 | 0,88 | 3,96 | 397,60 | 391,58 | 4,10 | 0,97 | 3,99 |
| 6,64 | 357,12 | 354,21 | 3,88 | 0,86 | 3,79 | 355,94 | 352,64 | 3,92 | 0,93 | 3,80 |
| 7,18 | 331,55 | 327,97 | 3,70 | 0,83 | 3,61 | 327,72 | 324,20 | 3,73 | 0,90 | 3,61 |
| 7,72 | 311,88 | 308,35 | 3,51 | 0,81 | 3,41 | 307,14 | 303,55 | 3,52 | 0,87 | 3,41 |
| 8,27 | 296,19 | 292,40 | 3,30 | 0,79 | 3,20 | 291,07 | 287,26 | 3,31 | 0,85 | 3,20 |
| 8,81 | 282,20 | 278,17 | 3,08 | 0,77 | 2,98 | 276,98 | 272,95 | 3,09 | 0,82 | 2,98 |
| 9,36 | 268,40 | 264,10 | 2,85 | 0,75 | 2,75 | 263,08 | 258,81 | 2,86 | 0,79 | 2,75 |
| 9,90 | 253,50 | 248,91 | 2,60 | 0,72 | 2,50 | 247,95 | 243,44 | 2,61 | 0,75 | 2,50 |
| 10,45 | 236,36 | 231,42 | 2,35 | 0,68 | 2,24 | 230,39 | 225,61 | 2,35 | 0,71 | 2,24 |
| 10,99 | 214,87 | 210,36 | 2,08 | 0,64 | 1,98 | 208,52 | 204,08 | 2,08 | 0,67 | 1,98 |
| 11,54 | 188,57 | 184,58 | 1,81 | 0,59 | 1,71 | 181,91 | 177,94 | 1,81 | 0,62 | 1,70 |
| 12,08 | 156,50 | 153,20 | 1,54 | 0,54 | 1,44 | 149,99 | 146,69 | 1,54 | 0,56 | 1,43 |
| 12,63 | 119,17 | 116,72 | 1,26 | 0,48 | 1,17 | 114,38 | 111,88 | 1,26 | 0,50 | 1,16 |
| 13,18 | 84,88 | 82,81 | 1,00 | 0,42 | 0,90 | 86,82 | 84,50 | 0,99 | 0,43 | 0,90 |
| 13,72 | 89,30 | 86,03 | 0,74 | 0,35 | 0,66 | 102,10 | 98,40 | 0,74 | 0,36 | 0,65 |
| 14,27 | 161,24 | 154,41 | 0,51 | 0,27 | 0,43 | 177,33 | 169,97 | 0,51 | 0,28 | 0,43 |
| 14,81 | 274,17 | 255,79 | 0,31 | 0,20 | 0,24 | 289,56 | 270,33 | 0,31 | 0,20 | 0,24 |
| 15,36 | 495,81 | 482,15 | 0,14 | 0,11 | 0,10 | 507,55 | 494,19 | 0,14 | 0,11 | 0,10 |
| 15,90 | 660,45 | 480,38 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 663,75 | 483,72 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |

Anexos. Tablas de resultados

Duramesh®

Tabla 14, apéndice. Malla, direcciones 1 y 2: Desplazamientos y Tensión VM en cara externa e interna

| disp | dir1 | | | | | dir2 | | | | |
|------|------|------|------|--------|--------|------|------|------|--------|--------|
| | U | U1 | U3 | VM_ext | VM_int | U | U2 | U3 | VM_ext | VM_int |
| 0,00 | 4,31 | 0,00 | 4,31 | 716,79 | 716,77 | 4,31 | 0,00 | 4,31 | 716,79 | 716,77 |
| 0,25 | 4,31 | 0,05 | 4,31 | 716,78 | 716,76 | 4,31 | 0,05 | 4,31 | 716,82 | 716,79 |
| 0,50 | 4,31 | 0,10 | 4,31 | 716,77 | 716,75 | 4,31 | 0,10 | 4,31 | 716,89 | 716,87 |
| 0,75 | 4,32 | 0,15 | 4,31 | 716,74 | 716,72 | 4,32 | 0,15 | 4,31 | 717,01 | 716,99 |
| 1,00 | 4,32 | 0,20 | 4,31 | 716,72 | 716,70 | 4,32 | 0,21 | 4,31 | 717,18 | 717,16 |
| 1,25 | 4,32 | 0,25 | 4,31 | 716,68 | 716,66 | 4,32 | 0,26 | 4,31 | 717,40 | 717,38 |
| 1,50 | 4,32 | 0,30 | 4,31 | 716,63 | 716,62 | 4,33 | 0,31 | 4,31 | 717,67 | 717,65 |
| 1,75 | 4,33 | 0,34 | 4,31 | 716,58 | 716,56 | 4,33 | 0,36 | 4,31 | 717,99 | 717,98 |
| 2,00 | 4,33 | 0,39 | 4,31 | 716,52 | 716,49 | 4,33 | 0,41 | 4,31 | 718,37 | 718,34 |
| 2,25 | 4,33 | 0,44 | 4,31 | 716,44 | 716,42 | 4,34 | 0,46 | 4,32 | 718,79 | 718,76 |
| 2,50 | 4,34 | 0,49 | 4,31 | 716,33 | 716,38 | 4,35 | 0,52 | 4,32 | 719,29 | 719,25 |
| 2,75 | 4,34 | 0,54 | 4,31 | 716,29 | 716,24 | 4,35 | 0,56 | 4,32 | 719,75 | 719,71 |
| 3,00 | 4,35 | 0,59 | 4,31 | 716,32 | 716,02 | 4,36 | 0,62 | 4,32 | 720,32 | 720,28 |
| 3,25 | 4,36 | 0,64 | 4,31 | 715,92 | 716,12 | 4,37 | 0,67 | 4,32 | 721,17 | 720,78 |
| 3,50 | 4,36 | 0,69 | 4,31 | 715,46 | 716,53 | 4,38 | 0,72 | 4,32 | 721,31 | 722,01 |
| 3,75 | 4,37 | 0,74 | 4,31 | 716,29 | 715,47 | 4,39 | 0,77 | 4,32 | 722,32 | 722,43 |
| 4,00 | 4,38 | 0,79 | 4,31 | 718,48 | 713,22 | 4,40 | 0,83 | 4,32 | 725,31 | 721,30 |
| 4,25 | 4,39 | 0,84 | 4,31 | 710,98 | 718,29 | 4,41 | 0,88 | 4,32 | 721,64 | 725,72 |
| 4,50 | 4,40 | 0,89 | 4,31 | 714,85 | 721,41 | 4,42 | 0,93 | 4,32 | 718,18 | 734,31 |
| 4,75 | 4,40 | 0,94 | 4,30 | 718,57 | 713,45 | 4,43 | 0,98 | 4,33 | 733,44 | 715,26 |
| 5,00 | 4,42 | 0,99 | 4,31 | 737,43 | 748,48 | 4,45 | 1,03 | 4,33 | 766,01 | 714,08 |

Tabla 15, apéndice. IMT 0-180°: Desplazamientos, deformación y Tensión VM en cara externa e interna

| degree (°) | U | U1 | U2 | U3 | U1_U2 | LE_ext | LE_int | VM_ext_mesh | VM_int_mesh | VM_ext_abd | VM_int_abd | LE_ext_abd | LE_int_abd |
|------------|------|-------|------|------|-------|--------|--------|-------------|-------------|------------|------------|------------|------------|
| 0,00 | 4,42 | 0,99 | 0,00 | 4,31 | 0,99 | -0,22 | 0,20 | 737,43 | 748,48 | 602,65 | 583,66 | 0,21 | 0,20 |
| 5,80 | 4,42 | 0,98 | 0,10 | 4,31 | 0,99 | -0,22 | 0,20 | 742,66 | 745,71 | 563,01 | 564,73 | 0,19 | 0,19 |
| 11,61 | 4,42 | 0,97 | 0,20 | 4,31 | 0,99 | -0,22 | 0,20 | 740,04 | 744,08 | 555,57 | 558,86 | 0,19 | 0,19 |
| 17,41 | 4,42 | 0,94 | 0,30 | 4,31 | 0,99 | -0,22 | 0,20 | 740,28 | 744,77 | 555,25 | 558,51 | 0,19 | 0,19 |
| 23,22 | 4,42 | 0,91 | 0,40 | 4,31 | 0,99 | -0,22 | 0,20 | 742,31 | 745,56 | 554,44 | 557,85 | 0,19 | 0,19 |
| 29,02 | 4,42 | 0,86 | 0,49 | 4,31 | 1,00 | -0,22 | 0,20 | 745,07 | 742,91 | 551,75 | 556,66 | 0,19 | 0,19 |
| 34,82 | 4,43 | 0,81 | 0,58 | 4,31 | 1,00 | -0,22 | 0,20 | 746,73 | 738,03 | 548,66 | 555,77 | 0,19 | 0,19 |
| 40,63 | 4,43 | 0,75 | 0,67 | 4,32 | 1,00 | -0,22 | 0,20 | 750,44 | 734,08 | 545,84 | 554,30 | 0,19 | 0,19 |
| 46,43 | 4,43 | 0,68 | 0,74 | 4,32 | 1,01 | -0,22 | 0,20 | 752,73 | 729,45 | 542,36 | 552,75 | 0,19 | 0,19 |
| 52,24 | 4,44 | 0,61 | 0,81 | 4,32 | 1,01 | -0,22 | 0,19 | 756,05 | 726,27 | 539,89 | 551,42 | 0,19 | 0,19 |
| 58,04 | 4,44 | 0,53 | 0,87 | 4,32 | 1,02 | -0,22 | 0,19 | 758,55 | 722,90 | 535,89 | 549,56 | 0,19 | 0,19 |
| 63,84 | 4,44 | 0,44 | 0,92 | 4,32 | 1,02 | -0,21 | 0,19 | 760,80 | 720,00 | 532,76 | 548,04 | 0,19 | 0,18 |
| 69,65 | 4,44 | 0,35 | 0,96 | 4,32 | 1,03 | -0,21 | 0,19 | 762,58 | 717,74 | 530,20 | 546,92 | 0,18 | 0,18 |
| 75,45 | 4,45 | 0,25 | 1,00 | 4,33 | 1,03 | -0,21 | 0,19 | 764,08 | 715,99 | 528,84 | 545,76 | 0,18 | 0,18 |
| 81,26 | 4,45 | 0,15 | 1,02 | 4,33 | 1,03 | -0,21 | 0,19 | 765,90 | 715,25 | 527,01 | 544,73 | 0,18 | 0,18 |
| 87,06 | 4,45 | 0,05 | 1,03 | 4,33 | 1,03 | -0,21 | 0,19 | 766,89 | 714,93 | 526,28 | 544,14 | 0,18 | 0,18 |
| 92,86 | 4,45 | -0,05 | 1,03 | 4,33 | 1,03 | -0,21 | 0,19 | 767,01 | 714,97 | 526,46 | 544,32 | 0,18 | 0,18 |
| 98,67 | 4,45 | -0,15 | 1,02 | 4,33 | 1,03 | -0,21 | 0,19 | 766,18 | 715,33 | 527,14 | 544,70 | 0,18 | 0,18 |
| 104,47 | 4,45 | -0,25 | 1,00 | 4,33 | 1,03 | -0,21 | 0,19 | 764,49 | 716,24 | 529,09 | 545,74 | 0,18 | 0,18 |
| 110,28 | 4,44 | -0,35 | 0,96 | 4,32 | 1,03 | -0,21 | 0,19 | 763,12 | 718,17 | 530,65 | 546,89 | 0,18 | 0,18 |
| 116,08 | 4,44 | -0,44 | 0,92 | 4,32 | 1,02 | -0,22 | 0,19 | 761,45 | 720,73 | 533,32 | 548,05 | 0,19 | 0,18 |
| 121,88 | 4,44 | -0,53 | 0,87 | 4,32 | 1,02 | -0,22 | 0,19 | 758,97 | 723,61 | 536,34 | 549,58 | 0,19 | 0,19 |
| 127,69 | 4,44 | -0,61 | 0,81 | 4,32 | 1,01 | -0,22 | 0,19 | 756,26 | 727,06 | 540,31 | 551,41 | 0,19 | 0,19 |
| 133,49 | 4,43 | -0,68 | 0,74 | 4,32 | 1,01 | -0,22 | 0,20 | 753,02 | 730,14 | 542,76 | 552,71 | 0,19 | 0,19 |
| 139,30 | 4,43 | -0,75 | 0,67 | 4,32 | 1,00 | -0,22 | 0,20 | 750,69 | 733,22 | 545,78 | 554,24 | 0,19 | 0,19 |
| 145,10 | 4,43 | -0,81 | 0,58 | 4,31 | 1,00 | -0,22 | 0,20 | 747,24 | 735,01 | 547,91 | 555,84 | 0,19 | 0,19 |
| 150,90 | 4,42 | -0,86 | 0,49 | 4,31 | 1,00 | -0,22 | 0,20 | 745,85 | 737,43 | 550,08 | 556,55 | 0,19 | 0,19 |
| 156,71 | 4,42 | -0,91 | 0,40 | 4,31 | 0,99 | -0,22 | 0,20 | 743,14 | 738,44 | 552,35 | 557,70 | 0,19 | 0,19 |
| 162,51 | 4,42 | -0,94 | 0,30 | 4,31 | 0,99 | -0,22 | 0,20 | 741,06 | 738,74 | 553,49 | 558,39 | 0,19 | 0,19 |
| 168,32 | 4,42 | -0,97 | 0,20 | 4,31 | 0,99 | -0,22 | 0,20 | 740,45 | 740,53 | 554,42 | 558,72 | 0,19 | 0,19 |
| 174,12 | 4,42 | -0,98 | 0,10 | 4,31 | 0,99 | -0,22 | 0,20 | 742,86 | 743,95 | 562,47 | 564,64 | 0,19 | 0,19 |
| 179,92 | 4,42 | -0,99 | 0,00 | 4,31 | 0,99 | -0,22 | 0,20 | 737,27 | 748,10 | 602,63 | 583,64 | 0,21 | 0,20 |

Anexos. Tablas de resultados

Tabla 16, apéndice. IMT radial: Desplazamientos y Tensión VM en cara externa e interna

| disp | dir1 | | | | | dir2 | | | | |
|-------|--------|--------|------|------|------|--------|--------|------|------|------|
| | VM_ext | VM_int | U | U1 | U3 | VM_ext | VM_int | U | U2 | U3 |
| 5,00 | 602,65 | 583,66 | 4,42 | 0,99 | 4,31 | 525,57 | 543,46 | 4,45 | 1,03 | 4,33 |
| 5,55 | 448,34 | 445,75 | 4,27 | 0,97 | 4,16 | 463,00 | 453,31 | 4,28 | 1,00 | 4,17 |
| 6,09 | 405,17 | 397,50 | 4,09 | 0,93 | 3,98 | 402,94 | 396,73 | 4,10 | 0,96 | 3,99 |
| 6,64 | 359,58 | 356,69 | 3,91 | 0,90 | 3,81 | 359,92 | 356,64 | 3,92 | 0,92 | 3,81 |
| 7,18 | 331,96 | 328,41 | 3,72 | 0,87 | 3,62 | 330,91 | 327,42 | 3,73 | 0,89 | 3,62 |
| 7,72 | 310,95 | 307,39 | 3,52 | 0,84 | 3,42 | 309,68 | 306,10 | 3,53 | 0,86 | 3,42 |
| 8,27 | 294,51 | 290,72 | 3,31 | 0,82 | 3,21 | 293,09 | 289,30 | 3,31 | 0,83 | 3,21 |
| 8,81 | 280,10 | 276,11 | 3,09 | 0,79 | 2,98 | 278,64 | 274,63 | 3,09 | 0,81 | 2,98 |
| 9,36 | 266,03 | 261,83 | 2,85 | 0,77 | 2,75 | 264,55 | 260,31 | 2,86 | 0,78 | 2,75 |
| 9,90 | 250,91 | 246,48 | 2,61 | 0,73 | 2,50 | 249,38 | 244,89 | 2,61 | 0,74 | 2,50 |
| 10,45 | 233,53 | 228,84 | 2,35 | 0,70 | 2,24 | 231,88 | 227,13 | 2,35 | 0,70 | 2,24 |
| 10,99 | 211,95 | 207,57 | 2,08 | 0,65 | 1,98 | 210,15 | 205,73 | 2,09 | 0,66 | 1,98 |
| 11,54 | 185,58 | 181,65 | 1,81 | 0,60 | 1,71 | 183,65 | 179,71 | 1,81 | 0,61 | 1,71 |
| 12,08 | 153,62 | 150,34 | 1,54 | 0,55 | 1,44 | 151,70 | 148,41 | 1,54 | 0,55 | 1,43 |
| 12,63 | 117,00 | 114,53 | 1,26 | 0,49 | 1,16 | 115,54 | 113,05 | 1,26 | 0,49 | 1,16 |
| 13,18 | 85,43 | 83,26 | 1,00 | 0,42 | 0,90 | 85,89 | 83,63 | 1,00 | 0,43 | 0,90 |
| 13,72 | 94,52 | 91,10 | 0,74 | 0,35 | 0,66 | 98,17 | 94,57 | 0,74 | 0,35 | 0,65 |
| 14,27 | 167,84 | 160,82 | 0,51 | 0,28 | 0,43 | 172,62 | 165,39 | 0,51 | 0,28 | 0,43 |
| 14,81 | 280,35 | 261,74 | 0,31 | 0,20 | 0,24 | 285,23 | 266,17 | 0,31 | 0,20 | 0,24 |
| 15,36 | 500,14 | 486,49 | 0,14 | 0,11 | 0,10 | 504,84 | 491,45 | 0,14 | 0,11 | 0,10 |
| 15,90 | 662,20 | 482,07 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 662,95 | 482,82 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |

Anexos. Tablas de resultados

Repol Angimesh®

Tabla 17, apéndice. Malla, direcciones 1 y 2: Desplazamientos y Tensión VM en cara externa e interna

| disp | dir1 | | | | | dir2 | | | | |
|------|------|------|------|---------|---------|------|------|------|---------|---------|
| | U | U1 | U3 | VM_ext | VM_int | U | U2 | U3 | VM_ext | VM_int |
| 0,00 | 4,23 | 0,00 | 4,23 | 1369,67 | 1369,28 | 4,23 | 0,00 | 4,23 | 1369,67 | 1369,28 |
| 0,25 | 4,23 | 0,04 | 4,23 | 1369,68 | 1369,30 | 4,23 | 0,05 | 4,23 | 1369,82 | 1369,44 |
| 0,50 | 4,23 | 0,09 | 4,23 | 1369,68 | 1369,30 | 4,23 | 0,10 | 4,23 | 1370,30 | 1369,92 |
| 0,75 | 4,23 | 0,13 | 4,23 | 1369,71 | 1369,33 | 4,23 | 0,15 | 4,23 | 1371,10 | 1370,72 |
| 1,00 | 4,23 | 0,17 | 4,23 | 1369,74 | 1369,36 | 4,23 | 0,20 | 4,23 | 1372,22 | 1371,84 |
| 1,25 | 4,23 | 0,22 | 4,22 | 1369,79 | 1369,40 | 4,24 | 0,25 | 4,23 | 1373,67 | 1373,29 |
| 1,50 | 4,23 | 0,26 | 4,22 | 1369,83 | 1369,46 | 4,24 | 0,30 | 4,23 | 1375,45 | 1375,07 |
| 1,75 | 4,23 | 0,30 | 4,22 | 1369,90 | 1369,52 | 4,25 | 0,35 | 4,23 | 1377,57 | 1377,19 |
| 2,00 | 4,24 | 0,34 | 4,22 | 1369,97 | 1369,58 | 4,26 | 0,40 | 4,24 | 1380,06 | 1379,67 |
| 2,25 | 4,24 | 0,39 | 4,22 | 1370,04 | 1369,67 | 4,26 | 0,45 | 4,24 | 1382,87 | 1382,46 |
| 2,50 | 4,24 | 0,43 | 4,22 | 1370,11 | 1369,79 | 4,27 | 0,51 | 4,24 | 1386,26 | 1385,84 |
| 2,75 | 4,25 | 0,47 | 4,22 | 1370,24 | 1369,83 | 4,28 | 0,55 | 4,24 | 1389,33 | 1388,92 |
| 3,00 | 4,25 | 0,52 | 4,22 | 1370,43 | 1369,79 | 4,29 | 0,60 | 4,25 | 1393,19 | 1392,78 |
| 3,25 | 4,25 | 0,56 | 4,22 | 1370,34 | 1370,17 | 4,30 | 0,66 | 4,25 | 1398,02 | 1397,15 |
| 3,50 | 4,26 | 0,60 | 4,22 | 1370,15 | 1370,89 | 4,31 | 0,71 | 4,26 | 1402,09 | 1402,63 |
| 3,75 | 4,26 | 0,65 | 4,21 | 1371,24 | 1369,87 | 4,33 | 0,76 | 4,26 | 1407,57 | 1407,26 |
| 4,00 | 4,27 | 0,69 | 4,21 | 1372,93 | 1368,28 | 4,34 | 0,81 | 4,27 | 1415,86 | 1410,61 |
| 4,25 | 4,27 | 0,73 | 4,21 | 1366,69 | 1372,07 | 4,36 | 0,86 | 4,27 | 1417,23 | 1421,13 |
| 4,50 | 4,28 | 0,77 | 4,21 | 1378,37 | 1376,89 | 4,37 | 0,91 | 4,28 | 1411,15 | 1435,72 |
| 4,75 | 4,28 | 0,82 | 4,20 | 1369,03 | 1385,40 | 4,39 | 0,97 | 4,28 | 1450,33 | 1420,16 |
| 5,00 | 4,30 | 0,86 | 4,21 | 1382,31 | 1453,40 | 4,41 | 1,02 | 4,29 | 1477,82 | 1384,80 |

Tabla 18, apéndice. IMT 0-180°: Desplazamientos, deformación y Tensión VM en cara externa e interna

| degree (°) | U | U1 | U2 | U3 | U1_U2 | LE_ext | LE_int | VM_ext_mesh | VM_int_mesh | VM_ext_abd | VM_int_abd | LE_ext_abd | LE_int_abd |
|------------|------|-------|------|------|-------|--------|--------|-------------|-------------|------------|------------|------------|------------|
| 0,00 | 4,30 | 0,86 | 0,00 | 4,21 | 0,86 | -0,22 | -0,22 | 1382,31 | 1453,40 | 618,15 | 611,22 | -0,22 | -0,22 |
| 5,80 | 4,30 | 0,85 | 0,10 | 4,21 | 0,86 | -0,21 | -0,23 | 1371,80 | 1451,33 | 593,49 | 594,49 | -0,21 | -0,20 |
| 11,61 | 4,30 | 0,84 | 0,19 | 4,22 | 0,87 | -0,21 | -0,23 | 1372,16 | 1451,38 | 586,40 | 590,53 | -0,21 | -0,22 |
| 17,41 | 4,31 | 0,82 | 0,29 | 4,22 | 0,87 | -0,20 | -0,23 | 1376,05 | 1449,21 | 584,40 | 590,64 | -0,20 | -0,01 |
| 23,22 | 4,32 | 0,79 | 0,38 | 4,22 | 0,88 | -0,20 | -0,23 | 1385,41 | 1449,40 | 581,02 | 589,58 | -0,20 | -0,01 |
| 29,02 | 4,32 | 0,76 | 0,47 | 4,23 | 0,90 | -0,20 | -0,23 | 1396,32 | 1441,20 | 573,50 | 585,88 | -0,20 | 0,00 |
| 34,82 | 4,33 | 0,72 | 0,56 | 4,24 | 0,91 | -0,19 | -0,23 | 1404,30 | 1427,20 | 566,10 | 582,05 | -0,19 | 0,00 |
| 40,63 | 4,34 | 0,67 | 0,64 | 4,24 | 0,93 | 0,19 | -0,23 | 1418,21 | 1418,16 | 557,72 | 576,33 | 0,19 | 0,07 |
| 46,43 | 4,36 | 0,61 | 0,72 | 4,25 | 0,94 | 0,19 | -0,23 | 1428,06 | 1407,51 | 546,59 | 568,69 | 0,19 | 0,18 |
| 52,24 | 4,37 | 0,54 | 0,79 | 4,26 | 0,96 | 0,19 | -0,23 | 1441,08 | 1402,13 | 536,42 | 560,81 | 0,19 | 0,18 |
| 58,04 | 4,38 | 0,47 | 0,85 | 4,27 | 0,97 | 0,18 | -0,23 | 1449,77 | 1395,14 | 521,79 | 550,12 | 0,18 | 0,18 |
| 63,84 | 4,39 | 0,39 | 0,90 | 4,27 | 0,99 | 0,18 | -0,23 | 1458,61 | 1391,40 | 509,29 | 540,04 | 0,18 | 0,18 |
| 69,65 | 4,39 | 0,31 | 0,95 | 4,28 | 1,00 | 0,18 | -0,23 | 1466,53 | 1389,28 | 497,88 | 530,42 | 0,18 | 0,17 |
| 75,45 | 4,40 | 0,23 | 0,98 | 4,28 | 1,01 | 0,17 | -0,23 | 1472,07 | 1387,08 | 489,88 | 522,20 | 0,17 | 0,17 |
| 81,26 | 4,41 | 0,14 | 1,00 | 4,29 | 1,01 | 0,17 | -0,23 | 1476,72 | 1387,32 | 482,55 | 515,74 | 0,17 | 0,17 |
| 87,06 | 4,41 | 0,05 | 1,02 | 4,29 | 1,02 | -0,24 | -0,23 | 1478,62 | 1386,17 | 478,80 | 512,44 | 0,17 | 0,17 |
| 92,86 | 4,41 | -0,05 | 1,02 | 4,29 | 1,02 | -0,24 | -0,23 | 1478,89 | 1385,72 | 478,94 | 512,61 | 0,17 | 0,17 |
| 98,67 | 4,41 | -0,14 | 1,00 | 4,29 | 1,01 | -0,24 | -0,23 | 1477,25 | 1386,44 | 482,62 | 515,71 | 0,17 | 0,17 |
| 104,47 | 4,40 | -0,23 | 0,98 | 4,28 | 1,01 | -0,24 | -0,23 | 1472,91 | 1385,93 | 490,04 | 522,17 | 0,17 | 0,17 |
| 110,28 | 4,39 | -0,31 | 0,95 | 4,28 | 1,00 | -0,24 | -0,23 | 1467,76 | 1388,06 | 498,14 | 530,43 | 0,18 | 0,17 |
| 116,08 | 4,39 | -0,39 | 0,90 | 4,27 | 0,99 | -0,24 | -0,23 | 1460,20 | 1390,61 | 509,62 | 540,11 | 0,18 | 0,18 |
| 121,88 | 4,38 | -0,47 | 0,85 | 4,27 | 0,97 | -0,24 | -0,23 | 1451,02 | 1395,20 | 522,07 | 550,23 | 0,18 | 0,18 |
| 127,69 | 4,37 | -0,54 | 0,79 | 4,26 | 0,96 | -0,24 | -0,23 | 1441,92 | 1402,74 | 536,64 | 560,88 | 0,19 | 0,18 |
| 133,49 | 4,36 | -0,61 | 0,72 | 4,25 | 0,94 | -0,23 | -0,23 | 1429,10 | 1408,38 | 546,68 | 568,74 | 0,19 | 0,18 |
| 139,30 | 4,34 | -0,67 | 0,64 | 4,24 | 0,93 | -0,23 | -0,23 | 1418,85 | 1416,61 | 557,50 | 576,28 | 0,19 | 0,07 |
| 145,10 | 4,33 | -0,72 | 0,56 | 4,24 | 0,91 | -0,23 | -0,23 | 1404,92 | 1421,37 | 565,90 | 581,91 | -0,19 | 0,00 |
| 150,90 | 4,32 | -0,76 | 0,47 | 4,23 | 0,90 | -0,23 | -0,23 | 1396,83 | 1429,54 | 572,86 | 585,20 | -0,19 | 0,00 |
| 156,71 | 4,32 | -0,80 | 0,38 | 4,22 | 0,88 | -0,23 | -0,23 | 1385,73 | 1433,25 | 580,16 | 588,79 | -0,20 | -0,01 |
| 162,51 | 4,31 | -0,82 | 0,29 | 4,22 | 0,87 | -0,23 | -0,23 | 1376,70 | 1435,13 | 583,74 | 589,98 | -0,20 | -0,01 |
| 168,32 | 4,30 | -0,84 | 0,19 | 4,22 | 0,87 | -0,23 | -0,23 | 1372,54 | 1442,92 | 585,98 | 589,99 | -0,21 | -0,21 |
| 174,12 | 4,30 | -0,85 | 0,10 | 4,21 | 0,86 | -0,23 | -0,23 | 1371,78 | 1447,00 | 593,25 | 594,21 | -0,21 | -0,20 |
| 179,92 | 4,30 | -0,86 | 0,00 | 4,21 | 0,86 | -0,22 | -0,22 | 1381,78 | 1452,51 | 617,95 | 611,20 | -0,22 | -0,22 |

Anexos. Tablas de resultados

Tabla 19, apéndice. IMT radial: Desplazamientos y Tensión VM en cara externa e interna

| disp | dir1 | | | | | dir2 | | | | |
|-------|--------|--------|------|------|------|--------|--------|------|------|------|
| | VM_ext | VM_int | U | U1 | U3 | VM_ext | VM_int | U | U2 | U3 |
| 5,00 | 618,15 | 611,22 | 4,30 | 0,86 | 4,21 | 476,57 | 511,16 | 4,41 | 1,02 | 4,29 |
| 5,55 | 438,35 | 427,21 | 4,19 | 0,88 | 4,10 | 446,40 | 430,53 | 4,25 | 0,99 | 4,13 |
| 6,09 | 387,98 | 384,59 | 4,03 | 0,86 | 3,94 | 387,90 | 382,84 | 4,08 | 0,95 | 3,96 |
| 6,64 | 352,09 | 348,75 | 3,86 | 0,84 | 3,77 | 350,58 | 346,84 | 3,90 | 0,91 | 3,79 |
| 7,18 | 328,55 | 325,09 | 3,68 | 0,82 | 3,59 | 324,54 | 321,06 | 3,71 | 0,88 | 3,60 |
| 7,72 | 310,48 | 306,83 | 3,49 | 0,80 | 3,40 | 305,67 | 302,06 | 3,51 | 0,86 | 3,41 |
| 8,27 | 295,67 | 291,83 | 3,29 | 0,78 | 3,19 | 290,64 | 286,81 | 3,30 | 0,83 | 3,20 |
| 8,81 | 282,17 | 278,15 | 3,07 | 0,76 | 2,97 | 277,19 | 273,09 | 3,08 | 0,81 | 2,98 |
| 9,36 | 268,62 | 264,42 | 2,84 | 0,74 | 2,74 | 263,65 | 259,27 | 2,85 | 0,78 | 2,74 |
| 9,90 | 253,81 | 249,42 | 2,60 | 0,71 | 2,50 | 248,72 | 244,04 | 2,60 | 0,75 | 2,50 |
| 10,45 | 236,66 | 232,04 | 2,34 | 0,68 | 2,24 | 231,27 | 226,28 | 2,35 | 0,71 | 2,24 |
| 10,99 | 215,29 | 210,96 | 2,08 | 0,64 | 1,98 | 209,36 | 204,79 | 2,08 | 0,66 | 1,97 |
| 11,54 | 189,04 | 185,15 | 1,81 | 0,59 | 1,71 | 182,67 | 178,63 | 1,81 | 0,61 | 1,70 |
| 12,08 | 156,97 | 153,72 | 1,53 | 0,54 | 1,44 | 150,62 | 147,29 | 1,53 | 0,56 | 1,43 |
| 12,63 | 119,52 | 117,09 | 1,26 | 0,48 | 1,17 | 114,74 | 112,23 | 1,26 | 0,49 | 1,16 |
| 13,18 | 84,77 | 82,71 | 1,00 | 0,42 | 0,90 | 86,47 | 84,18 | 0,99 | 0,43 | 0,90 |
| 13,72 | 88,37 | 85,12 | 0,74 | 0,35 | 0,66 | 100,89 | 97,23 | 0,74 | 0,35 | 0,65 |
| 14,27 | 160,02 | 153,24 | 0,51 | 0,27 | 0,43 | 175,94 | 168,62 | 0,51 | 0,28 | 0,43 |
| 14,81 | 272,93 | 254,66 | 0,31 | 0,19 | 0,24 | 288,26 | 269,07 | 0,31 | 0,20 | 0,24 |
| 15,36 | 494,65 | 481,07 | 0,14 | 0,10 | 0,10 | 506,55 | 493,17 | 0,14 | 0,11 | 0,10 |
| 15,90 | 659,19 | 479,54 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 663,30 | 483,31 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |

Anexos. Tablas de resultados

Goretex®

Tabla 20, apéndice. Malla, direcciones 1 y 2: Desplazamientos y Tensión VM en cara externa e interna

| | dir1 | | | | | dir2 | | | | |
|------|------|------|------|---------|---------|------|------|------|---------|---------|
| disp | U | U1 | U3 | VM_ext | VM_int | U | U2 | U3 | VM_ext | VM_int |
| 0,00 | 3,73 | 0,00 | 3,73 | 1944,37 | 1943,25 | 3,73 | 0,00 | 3,73 | 1944,37 | 1943,25 |
| 0,25 | 3,73 | 0,02 | 3,73 | 1944,22 | 1943,10 | 3,73 | 0,04 | 3,73 | 1944,76 | 1943,64 |
| 0,50 | 3,73 | 0,05 | 3,73 | 1944,55 | 1943,43 | 3,73 | 0,08 | 3,73 | 1946,02 | 1944,90 |
| 0,75 | 3,73 | 0,07 | 3,73 | 1944,62 | 1943,50 | 3,73 | 0,12 | 3,73 | 1948,12 | 1946,99 |
| 1,00 | 3,73 | 0,09 | 3,72 | 1945,08 | 1943,96 | 3,73 | 0,16 | 3,73 | 1951,08 | 1949,95 |
| 1,25 | 3,73 | 0,12 | 3,72 | 1945,35 | 1944,23 | 3,74 | 0,20 | 3,73 | 1954,97 | 1953,82 |
| 1,50 | 3,73 | 0,14 | 3,72 | 1945,94 | 1944,81 | 3,75 | 0,24 | 3,74 | 1959,75 | 1958,62 |
| 1,75 | 3,72 | 0,16 | 3,72 | 1946,44 | 1945,32 | 3,75 | 0,28 | 3,74 | 1965,58 | 1964,48 |
| 2,00 | 3,72 | 0,18 | 3,72 | 1947,11 | 1946,03 | 3,76 | 0,32 | 3,75 | 1972,45 | 1971,27 |
| 2,25 | 3,72 | 0,21 | 3,72 | 1947,73 | 1946,62 | 3,77 | 0,36 | 3,75 | 1980,46 | 1979,20 |
| 2,50 | 3,72 | 0,23 | 3,72 | 1948,69 | 1947,42 | 3,78 | 0,40 | 3,76 | 1989,99 | 1988,72 |
| 2,75 | 3,72 | 0,25 | 3,71 | 1949,69 | 1948,62 | 3,79 | 0,44 | 3,76 | 1999,11 | 1997,86 |
| 3,00 | 3,72 | 0,28 | 3,71 | 1950,16 | 1949,66 | 3,80 | 0,48 | 3,77 | 2010,72 | 2009,46 |
| 3,25 | 3,72 | 0,30 | 3,71 | 1950,24 | 1948,92 | 3,81 | 0,52 | 3,78 | 2025,76 | 2023,04 |
| 3,50 | 3,72 | 0,32 | 3,71 | 1955,17 | 1951,35 | 3,83 | 0,56 | 3,79 | 2038,81 | 2040,53 |
| 3,75 | 3,72 | 0,35 | 3,70 | 1954,83 | 1957,92 | 3,84 | 0,60 | 3,80 | 2056,33 | 2055,63 |
| 4,00 | 3,72 | 0,37 | 3,70 | 1957,33 | 1958,79 | 3,86 | 0,64 | 3,81 | 2082,43 | 2069,20 |
| 4,25 | 3,72 | 0,40 | 3,70 | 1914,79 | 1954,68 | 3,88 | 0,68 | 3,82 | 2094,38 | 2101,04 |
| 4,50 | 3,72 | 0,42 | 3,70 | 2174,72 | 1823,26 | 3,89 | 0,72 | 3,83 | 2076,61 | 2159,56 |
| 4,75 | 3,72 | 0,44 | 3,69 | 1616,52 | 2396,45 | 3,91 | 0,75 | 3,84 | 2165,40 | 2116,71 |
| 5,00 | 3,73 | 0,46 | 3,70 | 1431,07 | 3411,47 | 3,94 | 0,79 | 3,86 | 2273,67 | 2163,61 |

Tabla 21, apéndice. IMT 0-180°: Desplazamientos, deformación y Tensión VM en cara externa e interna

| degree (°) | U | U1 | U2 | U3 | U1_U2 | LE_ext | LE_int | VM_ext_mes | VM_int_mes | VM_ext_abd | VM_int_abd | LE_ext_abd | LE_int_abd |
|------------|------|-------|------|------|-------|--------|--------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|
| 0,00 | 3,73 | 0,46 | 0,00 | 3,70 | 0,46 | -0,20 | -0,24 | 1431,07 | 3411,47 | 845,75 | 782,04 | -0,31 | -0,30 |
| 5,80 | 3,73 | 0,46 | 0,07 | 3,70 | 0,46 | -0,22 | -0,29 | 1439,45 | 3386,51 | 849,23 | 769,34 | -0,22 | -0,29 |
| 11,61 | 3,73 | 0,45 | 0,15 | 3,70 | 0,47 | -0,22 | -0,28 | 1436,56 | 3381,35 | 844,85 | 772,17 | -0,22 | -0,28 |
| 17,41 | 3,74 | 0,44 | 0,22 | 3,71 | 0,49 | -0,21 | -0,28 | 1431,62 | 3396,66 | 848,26 | 775,46 | -0,21 | -0,28 |
| 23,22 | 3,76 | 0,43 | 0,29 | 3,72 | 0,52 | 0,14 | -0,27 | 1449,93 | 3396,29 | 851,05 | 777,34 | 0,14 | -0,27 |
| 29,02 | 3,77 | 0,41 | 0,36 | 3,73 | 0,54 | 0,33 | -0,26 | 1497,06 | 3318,36 | 840,51 | 769,29 | 0,33 | -0,26 |
| 34,82 | 3,79 | 0,39 | 0,43 | 3,75 | 0,57 | 0,32 | -0,25 | 1560,05 | 3177,11 | 828,11 | 760,60 | 0,32 | -0,25 |
| 40,63 | 3,81 | 0,36 | 0,49 | 3,76 | 0,61 | 0,32 | -0,25 | 1646,24 | 3033,93 | 807,57 | 742,43 | 0,32 | 0,23 |
| 46,43 | 3,83 | 0,33 | 0,55 | 3,78 | 0,64 | 0,29 | -0,21 | 1736,19 | 2878,23 | 776,17 | 715,43 | 0,29 | -0,01 |
| 52,24 | 3,86 | 0,30 | 0,60 | 3,80 | 0,67 | 0,27 | -0,20 | 1832,42 | 2741,23 | 742,86 | 682,69 | 0,27 | -0,01 |
| 58,04 | 3,88 | 0,26 | 0,65 | 3,81 | 0,70 | 0,25 | -0,19 | 1926,49 | 2599,66 | 691,38 | 637,45 | 0,25 | -0,01 |
| 63,84 | 3,89 | 0,22 | 0,70 | 3,83 | 0,73 | 0,23 | -0,18 | 2024,44 | 2469,76 | 639,18 | 587,77 | 0,23 | -0,01 |
| 69,65 | 3,91 | 0,17 | 0,73 | 3,84 | 0,75 | 0,21 | 0,17 | 2112,00 | 2358,90 | 585,27 | 535,04 | 0,21 | -0,02 |
| 75,45 | 3,92 | 0,13 | 0,76 | 3,85 | 0,77 | 0,00 | 0,17 | 2185,67 | 2266,80 | 541,18 | 484,34 | 0,00 | -0,06 |
| 81,26 | 3,93 | 0,08 | 0,78 | 3,85 | 0,78 | -0,12 | -0,15 | 2245,67 | 2206,18 | 499,61 | 442,15 | -0,12 | -0,15 |
| 87,06 | 3,94 | 0,03 | 0,79 | 3,86 | 0,79 | -0,12 | -0,14 | 2277,36 | 2172,64 | 476,97 | 419,24 | -0,12 | -0,14 |
| 92,86 | 3,94 | -0,03 | 0,79 | 3,86 | 0,79 | -0,12 | -0,14 | 2278,21 | 2172,08 | 477,51 | 419,49 | -0,12 | -0,14 |
| 98,67 | 3,93 | -0,08 | 0,78 | 3,85 | 0,78 | -0,12 | -0,15 | 2246,79 | 2205,81 | 499,91 | 442,16 | -0,12 | -0,15 |
| 104,47 | 3,92 | -0,13 | 0,76 | 3,85 | 0,77 | 0,00 | -0,06 | 2184,91 | 2270,27 | 542,10 | 484,38 | 0,00 | -0,06 |
| 110,28 | 3,91 | -0,17 | 0,73 | 3,84 | 0,75 | -0,19 | -0,02 | 2107,98 | 2369,08 | 587,07 | 535,17 | 0,21 | -0,02 |
| 116,08 | 3,89 | -0,22 | 0,70 | 3,83 | 0,73 | -0,17 | -0,01 | 2017,11 | 2489,43 | 641,74 | 587,95 | 0,23 | -0,01 |
| 121,88 | 3,88 | -0,26 | 0,65 | 3,81 | 0,70 | -0,17 | -0,01 | 1919,23 | 2619,74 | 693,61 | 637,65 | 0,25 | -0,01 |
| 127,69 | 3,86 | -0,30 | 0,60 | 3,80 | 0,67 | -0,18 | -0,01 | 1822,11 | 2765,62 | 744,85 | 682,74 | 0,27 | -0,01 |
| 133,49 | 3,83 | -0,33 | 0,55 | 3,78 | 0,64 | -0,19 | -0,21 | 1729,89 | 2897,72 | 777,42 | 715,41 | 0,29 | -0,01 |
| 139,30 | 3,81 | -0,36 | 0,49 | 3,76 | 0,61 | -0,19 | -0,22 | 1658,30 | 3009,81 | 806,20 | 742,36 | 0,32 | 0,23 |
| 145,10 | 3,79 | -0,39 | 0,43 | 3,75 | 0,57 | -0,19 | -0,22 | 1593,20 | 3094,70 | 824,73 | 760,64 | 0,32 | -0,25 |
| 150,90 | 3,77 | -0,41 | 0,36 | 3,73 | 0,54 | -0,20 | -0,23 | 1549,39 | 3176,13 | 834,55 | 768,07 | 0,33 | -0,26 |
| 156,71 | 3,76 | -0,43 | 0,29 | 3,72 | 0,52 | -0,20 | -0,27 | 1510,03 | 3220,41 | 844,67 | 775,80 | 0,14 | -0,27 |
| 162,51 | 3,74 | -0,44 | 0,22 | 3,71 | 0,49 | -0,20 | -0,28 | 1481,31 | 3249,72 | 843,45 | 774,05 | -0,21 | -0,28 |
| 168,32 | 3,73 | -0,45 | 0,15 | 3,70 | 0,47 | -0,20 | -0,28 | 1464,74 | 3296,43 | 842,04 | 770,93 | -0,22 | -0,28 |
| 174,12 | 3,73 | -0,46 | 0,07 | 3,70 | 0,46 | -0,20 | -0,29 | 1453,23 | 3344,72 | 847,84 | 768,70 | -0,22 | -0,29 |
| 179,92 | 3,73 | -0,46 | 0,00 | 3,70 | 0,46 | -0,20 | -0,30 | 1431,58 | 3407,05 | 845,37 | 781,97 | -0,31 | -0,30 |

Anexos. Tablas de resultados

Tabla 22, apéndice. IMT radial: Desplazamientos y Tensión VM en cara externa e interna

| dir1 | | | | | | dir2 | | | | |
|-------|--------|--------|------|------|------|--------|--------|------|------|------|
| disp | VM_ext | VM_int | U | U1 | U3 | VM_ext | VM_int | U | U2 | U3 |
| 5,00 | 845,75 | 782,04 | 3,73 | 0,46 | 3,70 | 472,41 | 414,64 | 3,94 | 0,79 | 3,86 |
| 5,55 | 442,03 | 410,89 | 3,71 | 0,57 | 3,67 | 350,57 | 323,16 | 3,83 | 0,82 | 3,75 |
| 6,09 | 346,91 | 341,72 | 3,60 | 0,59 | 3,55 | 309,58 | 305,17 | 3,69 | 0,80 | 3,60 |
| 6,63 | 320,71 | 313,66 | 3,46 | 0,60 | 3,41 | 295,71 | 289,02 | 3,53 | 0,78 | 3,45 |
| 7,18 | 306,32 | 300,11 | 3,31 | 0,61 | 3,26 | 284,10 | 277,94 | 3,37 | 0,77 | 3,28 |
| 7,72 | 294,24 | 287,71 | 3,15 | 0,62 | 3,09 | 274,93 | 268,33 | 3,19 | 0,75 | 3,10 |
| 8,27 | 282,68 | 276,06 | 2,96 | 0,62 | 2,90 | 265,57 | 258,81 | 3,00 | 0,74 | 2,91 |
| 8,81 | 270,51 | 263,84 | 2,77 | 0,62 | 2,70 | 254,96 | 248,09 | 2,80 | 0,72 | 2,71 |
| 9,36 | 256,98 | 250,35 | 2,56 | 0,61 | 2,49 | 242,24 | 235,39 | 2,58 | 0,70 | 2,49 |
| 9,90 | 241,29 | 234,84 | 2,34 | 0,59 | 2,26 | 226,73 | 220,04 | 2,36 | 0,68 | 2,26 |
| 10,45 | 222,65 | 216,51 | 2,10 | 0,57 | 2,03 | 207,82 | 201,42 | 2,12 | 0,64 | 2,02 |
| 10,99 | 199,87 | 194,23 | 1,86 | 0,54 | 1,78 | 184,76 | 178,84 | 1,88 | 0,61 | 1,78 |
| 11,54 | 172,48 | 167,52 | 1,62 | 0,51 | 1,54 | 157,51 | 152,27 | 1,63 | 0,56 | 1,53 |
| 12,08 | 139,94 | 135,91 | 1,37 | 0,47 | 1,29 | 126,87 | 122,52 | 1,38 | 0,51 | 1,28 |
| 12,63 | 103,54 | 100,64 | 1,13 | 0,42 | 1,04 | 97,71 | 94,23 | 1,13 | 0,46 | 1,03 |
| 13,18 | 74,17 | 71,53 | 0,89 | 0,37 | 0,81 | 88,01 | 84,12 | 0,89 | 0,40 | 0,80 |
| 13,72 | 88,18 | 83,14 | 0,66 | 0,31 | 0,59 | 121,17 | 114,49 | 0,66 | 0,33 | 0,58 |
| 14,27 | 159,17 | 149,86 | 0,46 | 0,25 | 0,39 | 195,54 | 184,54 | 0,46 | 0,26 | 0,38 |
| 14,81 | 266,36 | 240,10 | 0,28 | 0,18 | 0,22 | 300,00 | 271,15 | 0,28 | 0,18 | 0,21 |
| 15,36 | 446,73 | 432,27 | 0,13 | 0,10 | 0,09 | 470,06 | 457,53 | 0,13 | 0,10 | 0,09 |
| 15,90 | 651,24 | 407,90 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 666,13 | 419,16 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |

Anexos. Tablas de resultados

Tabla 23 apéndice. Tensión de VM en la IMT protésica y tisular. Promedios y desviación estándar.

| | | Prot-int | Prot-ext | Tisular-int | Tisular-ext | Prot-int | Prot-ext | Tisular-int | Tisular-ext |
|--------|-------|----------|----------|-------------|-------------|---------------------|----------|-------------|-------------|
| | | Promedio | | | | Desviación estándar | | | |
| Spider | Dir 1 | 317,55 | 357,07 | 582,61 | 549,42 | 0,57 | 1,11 | 7,19 | 14,47 |
| | Dir 2 | 317,30 | 356,54 | 578,67 | 541,26 | 0,20 | 0,23 | 0,21 | 0,10 |
| Ultra | Dir 1 | 1808,46 | 924,48 | 604,24 | 698,27 | 11,13 | 4,61 | 5,64 | 9,76 |
| | Dir 2 | 1338,40 | 1252,94 | 525,84 | 521,16 | 69,81 | 53,89 | 14,88 | 28,70 |
| Dura | Dir 1 | 745,72 | 740,55 | 564,72 | 566,19 | 1,68 | 2,10 | 10,94 | 20,68 |
| | Dir 2 | 715,77 | 764,54 | 545,65 | 528,59 | 2,02 | 2,51 | 1,57 | 2,54 |
| Repol | Dir 1 | 1450,94 | 1377,55 | 595,29 | 592,69 | 1,71 | 6,10 | 9,10 | 14,95 |
| | Dir 2 | 1387,11 | 1471,91 | 522,24 | 489,56 | 2,14 | 8,03 | 11,09 | 12,13 |
| Gore | Dir 1 | 3394,46 | 1437,72 | 775,27 | 1203,57 | 11,54 | 7,66 | 4,87 | 2,54 |
| | Dir 2 | 2235,32 | 2187,23 | 481,34 | 536,62 | 119,03 | 101,96 | 68,47 | 65,31 |
| Proc | Dir 1 | 11426,37 | 2835,54 | 1230,05 | 1203,57 | 123,21 | 24,68 | 13,99 | 16,99 |
| | Dir 2 | 6712,15 | 4910,83 | 626,19 | 666,00 | 528,51 | 361,65 | 177,37 | 136,07 |

Tabla 24, apéndice. Índice de ortotropía según la tensión de VM en cara externa e interna.

| | Spider | Ultrapro | Duramesh | RepolAngi | Goretex |
|---|---------|----------|----------|-----------|---------|
| Diferencia protésica tisular dir 1 (cara externa) | -193,99 | 226,21 | 174,36 | 784,86 | 589,90 |
| Diferencia protésica tisular dir 2 (cara externa) | -184,72 | 757,94 | 237,53 | 988,96 | 1703,68 |
| Diferencia protésica tisular dir 1 (cara interna) | -265,06 | 1204,21 | 181,00 | 855,65 | 2619,19 |
| Diferencia protésica tisular dir 2 (cara interna) | -261,41 | 782,63 | 170,60 | 868,43 | 1775,27 |
| Índice cara externa | -5,02 | 70,15 | 26,60 | 20,64 | 65,38 |
| Índice cara interna | 1,38 | 35,01 | -6,09 | 1,47 | 32,22 |

Anexos. Tablas de resultados

Resultados de la deformación en la IMT (0-180°)

Tabla 25 apéndice. Spider. Resultados de la deformación en la IMT (0-180°)

| Grados (°) | IMT-protésica-ext | IMT-protésica-int | IMT-tisular-ext | IMT-tisular-int |
|------------|-------------------|-------------------|-----------------|-----------------|
| 0,000 | 0,209 | 0,200 | 0,210 | 0,202 |
| 5,804 | 0,206 | 0,198 | 0,199 | 0,198 |
| 11,608 | 0,207 | 0,197 | 0,197 | 0,197 |
| 17,412 | 0,207 | 0,197 | 0,198 | 0,197 |
| 23,216 | 0,208 | 0,197 | 0,197 | 0,197 |
| 29,020 | 0,208 | 0,197 | 0,198 | 0,197 |
| 34,824 | 0,207 | 0,197 | 0,197 | 0,197 |
| 40,628 | 0,207 | 0,197 | 0,198 | 0,197 |
| 46,432 | 0,207 | 0,197 | 0,197 | 0,197 |
| 52,236 | 0,207 | 0,197 | 0,198 | 0,197 |
| 58,040 | 0,207 | 0,197 | 0,198 | 0,197 |
| 63,844 | 0,207 | 0,197 | 0,198 | 0,197 |
| 69,648 | 0,206 | 0,197 | 0,198 | 0,197 |
| 75,452 | 0,206 | 0,197 | 0,198 | 0,197 |
| 81,256 | 0,206 | 0,197 | 0,197 | 0,197 |
| 87,060 | 0,207 | 0,197 | 0,197 | 0,197 |
| 92,864 | 0,207 | 0,197 | 0,198 | 0,197 |
| 98,668 | 0,207 | 0,197 | 0,197 | 0,197 |
| 104,472 | 0,207 | 0,197 | 0,198 | 0,197 |
| 110,275 | 0,207 | 0,197 | 0,198 | 0,197 |
| 116,079 | 0,207 | 0,197 | 0,198 | 0,197 |
| 121,883 | 0,207 | 0,197 | 0,198 | 0,197 |
| 127,687 | 0,207 | 0,197 | 0,198 | 0,197 |
| 133,491 | 0,207 | 0,197 | 0,197 | 0,197 |
| 139,295 | 0,207 | 0,197 | 0,198 | 0,197 |
| 145,099 | 0,207 | 0,197 | 0,197 | 0,197 |
| 150,903 | 0,207 | 0,197 | 0,198 | 0,197 |
| 156,707 | 0,206 | 0,197 | 0,197 | 0,197 |
| 162,511 | 0,206 | 0,197 | 0,198 | 0,197 |
| 168,315 | 0,206 | 0,197 | 0,197 | 0,197 |
| 174,119 | 0,206 | 0,198 | 0,199 | 0,198 |
| 179,923 | 0,209 | 0,200 | 0,210 | 0,202 |

Tabla 26 apéndice. Ultrapro®. Resultados de la deformación en la IMT (0-180°)

| Grados (°) | IMT-protésica-ext | IMT-protésica-int | IMT-tisular-ext | IMT-tisular-int |
|------------|-------------------|-------------------|-----------------|-----------------|
| 0,000 | -0,391 | -0,330 | -0,269 | -0,016 |
| 5,804 | -0,389 | -0,329 | -0,260 | -0,015 |
| 11,608 | -0,386 | -0,327 | -0,256 | -0,014 |
| 17,412 | -0,382 | -0,324 | -0,251 | -0,012 |
| 23,216 | -0,375 | -0,318 | -0,244 | -0,008 |
| 29,020 | -0,364 | -0,310 | -0,234 | -0,003 |
| 34,824 | -0,353 | -0,303 | 0,227 | 0,196 |
| 40,628 | -0,338 | -0,293 | 0,227 | 0,194 |
| 46,432 | -0,321 | -0,281 | 0,223 | 0,193 |
| 52,236 | -0,303 | -0,268 | 0,219 | 0,192 |
| 58,040 | -0,285 | -0,252 | 0,210 | 0,189 |
| 63,844 | -0,266 | 0,000 | 0,201 | 0,186 |
| 69,648 | -0,248 | 0,218 | 0,192 | 0,183 |
| 75,452 | -0,232 | 0,200 | 0,186 | 0,180 |
| 81,256 | -0,220 | 0,185 | 0,179 | 0,177 |
| 87,060 | -0,214 | 0,180 | 0,176 | 0,176 |
| 92,864 | -0,214 | 0,180 | 0,176 | 0,176 |
| 98,668 | -0,220 | 0,185 | 0,179 | 0,177 |
| 104,472 | -0,233 | 0,200 | 0,186 | 0,180 |
| 110,275 | -0,249 | 0,218 | 0,192 | 0,183 |
| 116,079 | -0,267 | 0,235 | 0,201 | 0,186 |
| 121,883 | -0,286 | -0,252 | 0,210 | 0,189 |
| 127,687 | -0,304 | -0,268 | 0,219 | 0,192 |
| 133,491 | -0,322 | -0,281 | 0,223 | 0,193 |
| 139,295 | -0,337 | -0,293 | 0,227 | 0,194 |
| 145,099 | -0,352 | -0,303 | 0,227 | 0,196 |
| 150,903 | -0,362 | -0,309 | -0,233 | -0,003 |
| 156,707 | -0,373 | -0,318 | -0,243 | -0,008 |
| 162,511 | -0,380 | -0,323 | -0,251 | -0,012 |
| 168,315 | -0,385 | -0,327 | -0,256 | -0,014 |
| 174,119 | -0,388 | -0,328 | -0,260 | -0,015 |
| 179,923 | -0,391 | -0,330 | -0,269 | -0,016 |

Anexos. Tablas de resultados

Tabla 27 apéndice. Duramesh®. Resultados de la deformación en la IMT (0-180°)

| Grados (°) | IMT-protésica-ext | IMT-protésica-int | IMT-tisular-ext | IMT-tisular-int |
|------------|-------------------|-------------------|-----------------|-----------------|
| 0,000 | -0,219 | 0,202 | 0,207 | 0,195 |
| 5,804 | -0,221 | 0,200 | 0,188 | 0,188 |
| 11,608 | -0,220 | 0,200 | 0,186 | 0,186 |
| 17,412 | -0,221 | 0,200 | 0,186 | 0,186 |
| 23,216 | -0,222 | 0,200 | 0,186 | 0,186 |
| 29,020 | -0,221 | 0,199 | 0,186 | 0,186 |
| 34,824 | -0,220 | 0,198 | 0,186 | 0,186 |
| 40,628 | -0,219 | 0,197 | 0,186 | 0,186 |
| 46,432 | -0,217 | 0,195 | 0,186 | 0,186 |
| 52,236 | -0,217 | 0,194 | 0,186 | 0,185 |
| 58,040 | -0,216 | 0,194 | 0,185 | 0,185 |
| 63,844 | -0,215 | 0,193 | 0,185 | 0,185 |
| 69,648 | -0,214 | 0,192 | 0,185 | 0,184 |
| 75,452 | -0,214 | 0,192 | 0,185 | 0,184 |
| 81,256 | -0,213 | 0,192 | 0,184 | 0,184 |
| 87,060 | -0,214 | 0,192 | 0,184 | 0,184 |
| 92,864 | -0,214 | 0,192 | 0,184 | 0,184 |
| 98,668 | -0,214 | 0,192 | 0,184 | 0,184 |
| 104,472 | -0,214 | 0,192 | 0,185 | 0,184 |
| 110,275 | -0,215 | 0,193 | 0,185 | 0,184 |
| 116,079 | -0,216 | 0,193 | 0,185 | 0,185 |
| 121,883 | -0,216 | 0,194 | 0,185 | 0,185 |
| 127,687 | -0,217 | 0,195 | 0,186 | 0,185 |
| 133,491 | -0,218 | 0,196 | 0,186 | 0,186 |
| 139,295 | -0,218 | 0,196 | 0,186 | 0,186 |
| 145,099 | -0,219 | 0,197 | 0,186 | 0,186 |
| 150,903 | -0,219 | 0,198 | 0,186 | 0,186 |
| 156,707 | -0,219 | 0,198 | 0,186 | 0,186 |
| 162,511 | -0,219 | 0,198 | 0,186 | 0,186 |
| 168,315 | -0,219 | 0,198 | 0,186 | 0,186 |
| 174,119 | -0,220 | 0,199 | 0,188 | 0,188 |
| 179,923 | -0,219 | 0,202 | 0,207 | 0,195 |

Tabla 28 apéndice. Repol Angimesh®. Resultados de la deformación en la IMT (0-180°)

| Grados (°) | IMT-protésica-ext | IMT-protésica-int | IMT-tisular-ext | IMT-tisular-int |
|------------|-------------------|-------------------|-----------------|-----------------|
| 0,000 | -0,225 | -0,225 | -0,220 | -0,217 |
| 5,804 | -0,230 | -0,228 | -0,211 | -0,197 |
| 11,608 | -0,229 | -0,227 | -0,208 | -0,215 |
| 17,412 | -0,230 | -0,227 | -0,205 | -0,012 |
| 23,216 | -0,230 | -0,228 | -0,201 | -0,009 |
| 29,020 | -0,231 | -0,228 | -0,195 | -0,005 |
| 34,824 | -0,232 | -0,228 | -0,189 | -0,001 |
| 40,628 | -0,233 | -0,229 | 0,189 | 0,067 |
| 46,432 | -0,234 | -0,230 | 0,188 | 0,184 |
| 52,236 | -0,235 | -0,230 | 0,186 | 0,183 |
| 58,040 | -0,236 | -0,231 | 0,182 | 0,180 |
| 63,844 | -0,238 | -0,232 | 0,179 | 0,177 |
| 69,648 | -0,239 | -0,232 | 0,175 | 0,175 |
| 75,452 | -0,239 | -0,233 | 0,173 | 0,172 |
| 81,256 | -0,240 | -0,233 | 0,171 | 0,171 |
| 87,060 | -0,241 | -0,233 | 0,169 | 0,170 |
| 92,864 | -0,241 | -0,233 | 0,169 | 0,170 |
| 98,668 | -0,240 | -0,233 | 0,171 | 0,171 |
| 104,472 | -0,239 | -0,232 | 0,173 | 0,172 |
| 110,275 | -0,239 | -0,232 | 0,175 | 0,175 |
| 116,079 | -0,238 | -0,231 | 0,179 | 0,177 |
| 121,883 | -0,236 | -0,231 | 0,182 | 0,180 |
| 127,687 | -0,235 | -0,230 | 0,186 | 0,183 |
| 133,491 | -0,234 | -0,229 | 0,188 | 0,184 |
| 139,295 | -0,233 | -0,229 | 0,189 | 0,067 |
| 145,099 | -0,232 | -0,228 | -0,190 | -0,002 |
| 150,903 | -0,231 | -0,228 | -0,195 | -0,005 |
| 156,707 | -0,230 | -0,227 | -0,200 | -0,008 |
| 162,511 | -0,229 | -0,227 | -0,205 | -0,011 |
| 168,315 | -0,229 | -0,227 | -0,207 | -0,215 |
| 174,119 | -0,230 | -0,228 | -0,211 | -0,196 |
| 179,923 | -0,225 | -0,225 | -0,220 | -0,217 |

Anexos. Tablas de resultados

Tabla 29 apéndice. Goretex®. Resultados de la deformación en la IMT (0-180°)

| Grados (°) | IMT-protésica-ext | IMT-protésica-int | IMT-tisular-ext | IMT-tisular-int |
|------------|-------------------|-------------------|-----------------|-----------------|
| 0,000 | -0,199 | -0,242 | -0,311 | -0,295 |
| 5,804 | -0,206 | -0,243 | -0,223 | -0,286 |
| 11,608 | -0,204 | -0,242 | -0,219 | -0,282 |
| 17,412 | -0,204 | -0,241 | -0,213 | -0,278 |
| 23,216 | -0,203 | -0,238 | 0,142 | -0,271 |
| 29,020 | -0,201 | -0,233 | 0,327 | -0,262 |
| 34,824 | -0,196 | -0,225 | 0,323 | -0,252 |
| 40,628 | -0,190 | -0,217 | 0,316 | 0,228 |
| 46,432 | -0,184 | -0,208 | 0,286 | -0,010 |
| 52,236 | -0,178 | -0,199 | 0,272 | -0,009 |
| 58,040 | -0,171 | -0,188 | 0,253 | -0,010 |
| 63,844 | -0,164 | -0,178 | 0,232 | -0,012 |
| 69,648 | -0,185 | 0,171 | 0,209 | -0,015 |
| 75,452 | -0,178 | 0,169 | 0,003 | -0,056 |
| 81,256 | 0,114 | 0,168 | -0,123 | -0,149 |
| 87,060 | 0,115 | 0,168 | -0,122 | -0,144 |
| 92,864 | 0,115 | 0,168 | -0,122 | -0,145 |
| 98,668 | 0,114 | 0,169 | -0,123 | -0,149 |
| 104,472 | -0,179 | 0,170 | 0,003 | -0,056 |
| 110,275 | -0,186 | 0,172 | 0,209 | -0,015 |
| 116,079 | -0,166 | -0,179 | 0,233 | -0,012 |
| 121,883 | -0,172 | -0,190 | 0,254 | -0,010 |
| 127,687 | -0,179 | -0,200 | 0,273 | -0,009 |
| 133,491 | -0,185 | -0,209 | 0,286 | -0,010 |
| 139,295 | -0,190 | -0,217 | 0,316 | 0,228 |
| 145,099 | -0,193 | -0,223 | 0,322 | -0,252 |
| 150,903 | -0,197 | -0,229 | 0,325 | -0,261 |
| 156,707 | -0,198 | -0,233 | 0,141 | -0,270 |
| 162,511 | -0,200 | -0,236 | -0,213 | -0,277 |
| 168,315 | -0,201 | -0,239 | -0,219 | -0,282 |
| 174,119 | -0,204 | -0,242 | -0,223 | -0,286 |
| 179,923 | -0,199 | -0,242 | -0,311 | -0,295 |

Tabla 30, apéndice. Deformaciones en la IMT protésica y tisular. Promedios y desviación estándar

| | | Promedio | | | | DS | | | |
|---------------|-------|--------------|--------------|-------------|-------------|--------------|--------------|-------------|-------------|
| | | IMT-prot-ext | IMT-prot-int | IMT-tis-ext | IMT-tis-int | IMT-prot-ext | IMT-prot-int | IMT-tis-ext | IMT-tis-int |
| Spider | Dir 1 | 0,207 | 0,198 | 0,200 | 0,198 | 0,00 | 0,00 | 0,01 | 0,00 |
| | Dir 2 | 0,207 | 0,197 | 0,198 | 0,197 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |
| Ultrapro | Dir 1 | -0,385 | -0,325 | -0,256 | -0,013 | 0,01 | 0,00 | 0,01 | 0,00 |
| | Dir 2 | -0,226 | 0,192 | 0,182 | 0,178 | 0,01 | 0,02 | 0,01 | 0,00 |
| Duramesh | Dir 1 | -0,221 | 0,200 | 0,191 | 0,188 | 0,00 | 0,00 | 0,01 | 0,00 |
| | Dir 2 | -0,214 | 0,192 | 0,184 | 0,184 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |
| RepolAngimesh | Dir 1 | -0,229 | -0,227 | -0,209 | -0,130 | 0,00 | 0,00 | 0,01 | 0,11 |
| | Dir 2 | -0,240 | -0,233 | 0,172 | 0,184 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |
| Goretex | Dir 1 | -0,203 | -0,241 | -0,165 | -0,282 | 0,00 | 0,00 | 0,18 | 0,01 |
| | Dir 2 | -0,004 | 0,169 | -0,031 | -0,102 | 0,16 | 0,00 | 0,14 | 0,06 |

Anexos. Tablas de resultados

Tabla 31 apéndice. Desplazamientos en Abdomen sano

| x=2,5 | x=2,5 | x=4,5 | x=4,5 | x=5,5 | x=5,5 | x=10 | x=10 |
|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| U1 | U2 | U1 | U2 | U1 | U2 | U1 | U2 |
| 0,21 | 0,21 | 0,35 | 0,35 | 0,39 | 0,39 | 0,49 | 0,49 |
| | | | | | | | |
| x=2,5 | x=2,5 | x=4,5 | x=4,5 | x=5,5 | x=5,5 | x=10 | x=10 |
| D1-U3 | D2-U3 | D1-U3 | D2-U3 | D1-U3 | D2-U3 | D1-U3 | D2-U3 |
| 4,20 | 4,20 | 3,88 | 3,88 | 3,70 | 3,70 | 2,07 | 2,07 |

Tabla 32 apéndice. Desplazamientos. Comparativas con abdomen sano

| | U1-U2 | U1-U2 | U1-U2 | U1-U2 | U3 | U3 | U3 | U3 |
|----------|-------|-------|----------|----------|-------|-------|----------|----------|
| | Dir 1 | Dir 2 | Dir 1-DS | Dir 2-DS | Dir 1 | Dir 2 | Dir 1-DS | Dir 2-DS |
| Abd Sano | 0,36 | 0,36 | 0,00 | 0,00 | 3,83 | 3,83 | 0,00 | 0,00 |
| Spider | 1,45 | 1,09 | 0,00 | 0,00 | 4,38 | 4,38 | 0,00 | 0,00 |
| Ultra | 0,90 | 1,06 | 0,01 | 0,01 | 4,25 | 4,33 | 0,01 | 0,00 |
| Dura | 0,99 | 1,03 | 0,00 | 0,00 | 4,31 | 4,33 | 0,00 | 0,00 |
| Repol | 0,87 | 1,01 | 0,01 | 0,01 | 4,22 | 4,29 | 0,00 | 0,00 |
| Gore | 0,48 | 0,78 | 0,02 | 0,02 | 3,71 | 3,85 | 0,01 | 0,01 |
| Proc | 0,28 | 0,76 | 0,05 | 0,02 | 3,70 | 3,94 | 0,02 | 0,01 |

Tabla 33 apéndice. Desplazamientos U1-U2 en diferentes puntos de 0X. Comparativas con abdomen sano

| | D1-U1 | D2-U2 | D1-U1 | D2-U2 | D1-U1 | D2-U2 | D1-U1 | D2-U2 |
|----------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| | X=2,5 | X=2,5 | X=4,5 | X=4,5 | X=5,5 | X=5,5 | X=10 | X=10 |
| Abd Sano | 0,21 | 0,21 | 0,35 | 0,35 | 0,39 | 0,39 | 0,49 | 0,49 |
| Spider | 0,54 | 0,55 | 0,98 | 0,98 | 1,04 | 1,04 | 0,71 | 0,71 |
| Ultra | 0,45 | 0,55 | 0,80 | 0,96 | 0,91 | 1,02 | 0,68 | 0,71 |
| Dura | 0,49 | 0,52 | 0,89 | 0,93 | 0,97 | 1,00 | 0,70 | 0,70 |
| Repol | 0,43 | 0,51 | 0,77 | 0,91 | 0,88 | 0,99 | 0,68 | 0,71 |
| Gore | 0,23 | 0,40 | 0,42 | 0,72 | 0,57 | 0,82 | 0,57 | 0,64 |

Tabla 34 apéndice. Desplazamientos U3 en diferentes puntos de 0X. Comparativas con abdomen sano

| | D1-U3 | D2-U3 | D1-U3 | D2-U3 | D1-U3 | D2-U3 | D1-U3 | D2-U3 |
|----------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| | x=2,5 | x=2,5 | x=4,5 | x=4,5 | x=5,5 | x=5,5 | x=10 | x=10 |
| Abd sano | 4,20 | 4,20 | 3,88 | 3,88 | 3,70 | 3,70 | 2,07 | 2,07 |
| Spider | 4,39 | 4,39 | 4,39 | 4,39 | 4,21 | 4,21 | 2,25 | 2,25 |
| Ultra | 4,26 | 4,28 | 4,25 | 4,32 | 4,12 | 4,16 | 2,24 | 2,24 |
| Dura | 4,31 | 4,32 | 4,31 | 4,32 | 4,16 | 4,17 | 2,24 | 2,24 |
| Repol | 4,22 | 4,24 | 4,21 | 4,28 | 4,10 | 4,13 | 2,24 | 2,24 |
| Gore | 3,72 | 3,76 | 3,70 | 3,83 | 3,67 | 3,75 | 2,03 | 2,02 |

Diccionario

Anisotropo. Es la propiedad general del material según la cual cualidades como la elasticidad, conductividad, velocidad de propagación de la luz, etc. varía según la dirección en que son examinadas.

Alabeo. Es la curvatura de una membrana o “comba”, también se le denomina torsión.

Configuración 3D. Configuración tridimensional.

Compliance. Es la deformación de un cuerpo como resultado de una fuerza externa. Mecánicamente se calcula como el área bajo la curva de tensión-deformación en un test tensiométrico. Es lo inverso de la rigidez.

Carga. Sinónimo de fuerza.

Carga de rotura o resistencia a la tracción. Es la carga máxima resistida por la probeta.

Curva tensión deformación (figura 1d). En los test tensiométricos se mide la deformación de la probeta entre dos puntos fijos de la misma a medida que se incrementa la carga aplicada, representándola en una curva. En general, la curva tensión-deformación así obtenida presenta las siguientes zonas diferenciadas:

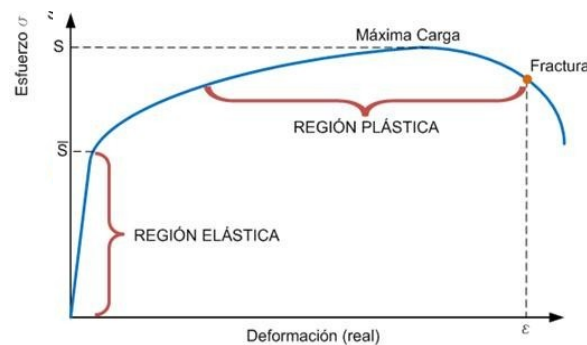


Figura 1d

Deformaciones elásticas: Las deformaciones se reparten a lo largo de la probeta, son de pequeña magnitud y, si se retirara la carga aplicada, la probeta recuperaría su forma inicial. Esta zona define el módulo de elasticidad o de Young. La tensión más elevada que se alcanza en esta región se denomina límite de fluencia y es el que marca la aparición de la deformación plástica. Pueden existir dos zonas de deformación elástica, en la primera la deformación es proporcional a la tensión o esfuerzo, en la segunda no existe esta proporcionalidad, aunque el material sigue siendo elástico (recupera su longitud inicial al cejar la fuerza). El límite elástico limita ambas zonas.

Fluencia o cedencia. Es la deformación brusca de la probeta sin incremento de la carga aplicada. La deformación en este caso también se distribuye uniformemente a lo largo de la probeta, pero concentrándose en las zonas en las que se ha logrado liberar las dislocaciones. No todos los materiales presentan este fenómeno, en cuyo caso la transición entre la deformación elástica y plástica del material no se aprecia de forma clara.

Deformaciones plásticas: Si se retira la fuerza aplicada en dicha zona, la probeta recupera sólo parcialmente su forma quedando deformada permanentemente. El punto de la curva a partir de cual sucede este fenómeno se denomina límite de fluencia.

Estricción. Llegado un punto del ensayo, las deformaciones se concentran en la parte central de la probeta apreciándose una acusada reducción de la sección de la probeta (se estrecha), momento a partir del cual las deformaciones continuarán acumulándose hasta la rotura de la probeta en esa zona.

En la curva de la figura 2d se aprecia el comportamiento de un material rígido (más frágil) donde se originan grandes fuerzas con escasa deformación (como un ladrillo de construcción). Contrariamente un material elástico (dúctil) experimenta grandes deformaciones con escasa fuerza (como la seda natural).

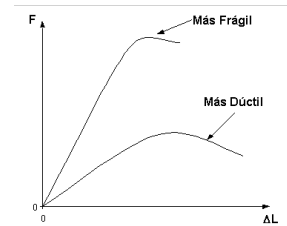


Figura 2d

Ejes ortogonales. En un espacio euclídeo, son los ejes de coordenadas contenidos en el plano normal, dependiendo si es un sistema bidimensional o tridimensional los ejes ortogonales se denomina x, y, z.

Elasticidad. Es el cambio reversible de tamaño o forma al aplicarle fuerzas exteriores. Es una propiedad específica de los materiales. A veces se confunde con la complianza y la flexibilidad. Distinguimos la deformación elástica si el objeto recupera su estado inicial al cesar la fuerza, y la deformación plástica en la que la deformación producida es permanente aun cuando cesa la fuerza.

Elongación. bajo condiciones de carga uniaxial (aplicando una fuerza de tracción en el mismo eje) es la razón longitud final dividida por la inicial en porcentaje.

Elastómero. El término proviene de polímero elástico. Son aquellos tipos de compuestos que no tienen metales en su composición y que muestran un comportamiento elástico. El término goma es sinónimo.

Fuerza (*strenght*). es la carga relacionada con la sección transversal que causa el fallo de un material en un test tensiométrico.

Función policonvexa. Es una generalización de la noción de convexidad para funciones definidas en matrices. Tiene aplicación en mecánica de fluidos deformables.

Hiperelasticidad. Es la capacidad de un material de experimentar grandes deformaciones elásticas sin perder sus propiedades individuales, es decir, la deformación es reversible.

In silico. Hecho por computadora o vía simulación computacional.

Isotropía. Característica de los cuerpos cuyas propiedades físicas no dependen de la dirección en que son examinadas. Es lo opuesto a la anisotropía.

Ley de Hook. La deformación es directamente proporcional al esfuerzo.

Ley de Boyle-Mariotte. La presión ejercida por una fuerza física es inversamente proporcional al volumen de una masa gaseosa, siempre y cuando su temperatura se mantenga constante.

Material elástico. Es aquel que tiene la capacidad de recobrar su forma y dimensiones primitivas cuando cesa el esfuerzo que había determinado su deformación. Son todos los sólidos en mayor o menor medida y siguen la ley de Hook.

Matriz de rigidez. Matriz que relaciona los desplazamientos de una estructura con las fuerzas exteriores aplicadas.

Módulo de elasticidad o de Young.

El coeficiente de proporcionalidad entre la tensión y la deformación. Es un parámetro que caracteriza el comportamiento de un material elástico según la dirección en la que se aplica una fuerza, si un material es elástico e isótropo este valor es el mismo para una tracción que una compresión. Matemáticamente es la relación entre la tensión δ y la deformación ε producida:

$$E = \delta / \varepsilon$$

Matemáticamente en la pendiente de la curva tensión-deformación. Cuanto más elevado sea más rígido es el material y viceversa con un material dúctil.

Pandeo (figura 3d). Fenómeno de inestabilidad elástica que puede darse en elementos estructurales que se manifiesta por la aparición de desplazamientos importante laterales a la dirección principal de compresión.

La inestabilidad elástica dará lugar a deformaciones que de traspasar la tensión de rotura originará la rotura de la estructura.

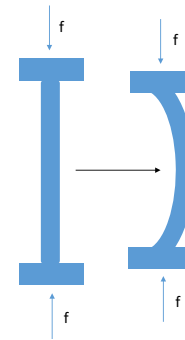


Figura 3d

Pascal. Es la unidad de la presión en el Sistema Internacional. Se define como la presión que ejerce una fuerza de 1 N sobre una superficie de 1 m² normal a la misma.

Peso de una malla. Es una medida del peso de la malla por unidad de área (por ejemplo, g/m²).

Principio de Pascal. La presión ejercida en cualquier punto de un fluido contenido es la misma en cualquier punto del mismo fluido situado a la misma altura. Por consiguiente, si la presión en un punto del fluido cambia, en cualquier otro punto la presión cambiará en la misma proporción. Se calcula dividiendo la fuerza ejercida en un punto del fluido (como la atmosférica) por el área transversal sobre la que la fuerza se distribuye; un pascal (Pa) es igual a un newton por m².

$$P = F / A \quad (F \text{ fuerza, } A \text{ área})$$

Tercera ley de Newton (Principio de acción y reacción). Ley de la dinámica clásica que establece que “siempre que un objeto ejerce una fuerza sobre un segundo éste ejerce una fuerza de igual magnitud y dirección, pero de sentido contrario”

Probeta mecánica. En ingeniería es un trozo de material destinado a ser sometido a tracción, torsión, etc. hasta llegar a una determinada carga. La etiquetamos de normalizada si su dimensiones y forma respetan las normas estandarizadas.

Prueba de concepto. Es una implementación (a menudo resumida o incompleta) de una idea realizada con el propósito de verificar que el concepto o teoría en cuestión es susceptible de ser explotada de una manera útil. Se habla de "prototipo de prueba de concepto" al dispositivo que verifica el concepto.

Resistencia a la tracción. Sinónimo de carga de rotura.

Rigidez. Es una medida cualitativa de la resistencia a las deformaciones elásticas producidas por un material, que contempla la capacidad de un elemento estructural para soportar esfuerzos para no adquirir grandes deformaciones. Normalmente las rigideces se calculan como la razón entre una fuerza aplicada y el desplazamiento obtenido por la aplicación de esa fuerza.

Tenacidad. En ciencia de materiales la tenacidad es la energía de deformación total que puede absorber o acumular un material antes de alcanzar la rotura en condiciones de impacto, por acumulación de dislocaciones.

Tensión. Fuerza ejercida por unidad de superficie.

Test tensiométricos. Son los realizados a fin de establecer las características físicas de los materiales, existen varios tipos:

Ensayo de tracción (figura 4d) consiste en someter a una probeta normalizada a un esfuerzo uniaxial de tracción creciente en el plano del material hasta una determinada carga o hasta la rotura a una velocidad determinada.

Variables obtenidas: Carga de rotura o resistencia a tracción, módulo de elasticidad, coeficiente de Poisson, alargamiento de rotura, estricción, límite elástico, etc.

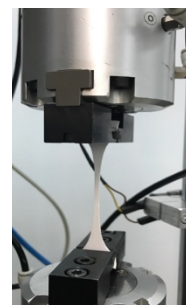


Figura 4d

Ensayo a compresión (figura 5d) Se emplea una fuerza a compresión sobre una probeta normalizada. En el caso de las mallas la probeta queda fijada a un marco circular y el extensómetro que aplica la fuerza tiene forma cilíndrica. Se obtiene una curva de tensión-deformación igual que en el ensayo a tracción.

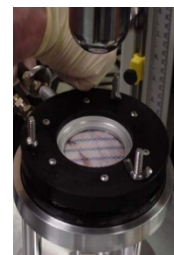


Figura 5d

Tensión (strain). es la deformación por unidad de área.

Tipos de fuerza

De tracción, fuerzas que tiran de los dos extremos de un objeto a la vez

De compresión, la fuerza comprime todo el objeto a la vez

De cizallamiento, fuerzas contrarias que deforman capas de moléculas entre si

Tela de punto por urdimbre. Conjunto de hilos longitudinales que se mantienen en tensión en un marco o telar, sobre el que se inserta y bajo ella otro conjunto paralelo que se llama trama contrahilo o relleno. Cada hilo individual de la urdimbre en un tejido se llama cabo de urdimbre.

Tela de punto por trama. El tejido de punto por trama es un método de tejeduría por el que un solo hilo se lleva de un lado a otro de la máquina, por debajo de las agujas para formar una tela. Éste se entrelaza consigo mismo para formar una malla. El recorrido de uno a otro extremo se denomina pasada.